



MEDICAL
SCHOOL
FACULDADE
DE CIÊNCIAS
MÉDICAS



UNIVERSIDADE
NOVA
DE LISBOA



UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA
ESCOLA NACIONAL DE SAÚDE PÚBLICA



Márcia Fernandes

**Alterações da simetria espaço-
temporal da marcha medidas
por um sistema ambulatório de
análise cinemática
tridimensional**

Dissertação de Mestrado em Fisioterapia em
Condições Musculoesqueléticas

Relatório de Projeto de Investigação

dezembro de 2015

Relatório do Projeto de Investigação apresentado para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia, área de especialização em Fisioterapia em Condições Musculoesqueléticas realizado sob a orientação científica do Professor Doutor Ricardo Matias.

Declaro que este Relatório de Projeto de Investigação é o resultado da minha investigação pessoal e independente. O seu conteúdo é original e todas as fontes consultadas estão devidamente mencionadas no texto, nas notas e na bibliografia.

A candidata,

(Márcia Maria Caeiro Fernandes)

Setúbal, 18 de dezembro de 2015

Declaro que este Relatório de Projeto de Investigação se encontra em condições de ser apresentada a provas públicas.

O orientador,

(Professor Doutor Ricardo Matias)

Setúbal, 18 de dezembro de 2015

A todos aqueles que acreditaram e me permitiram acreditar.

“I am a slow walker, but I never walk back.”

Abraham Lincoln

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar agradeço aos meus pais, por me terem possibilitado o início e conclusão de mais uma etapa na minha vida profissional e pessoal, e também aos meus irmãos, por toda a ajuda e apoio ao longo deste longo caminho.

O meu muito obrigada ao meu orientador, Professor Doutor Ricardo Matias, por toda a ajuda que me proporcionou ao longo de todos estes meses de trabalho, por me ter incentivado a trabalhar e a concluir este trabalho, e por me ter ajudado a questionar sobre todo este processo de uma forma menos convencional, vendo mais além nas possibilidades e potencialidades deste trabalho, de se colocar sempre em novas perspetivas sobre o mesmo assunto, algo que só ele tem a capacidade de fazer, atributo único que lhe reconheço e que é pouco comum encontrar.

Agradeço da mesma forma, ao professor Rodrigo Martins, por toda a ajuda em várias etapas deste trabalho, especialmente nas referentes a todo o trabalho no laboratório de movimento, na aquisição de competências para as recolhas de dados e no próprio processamento destes dados. Sem a sua ajuda teria sido muito mais difícil.

Agradeço aos colegas de mestrado, e a alguns colegas de trabalho, por todo o incentivo que me deram ao longo deste processo.

Agradeço aos meus amigos mais próximos e ao meu namorado, pela paciência, pelos momentos de ausência, por sempre acreditarem em mim e no meu trabalho, e especialmente, por me terem feito acreditar que conseguiria chegar ao fim desta etapa.

RESUMO

ALTERAÇÕES DA SIMETRIA ESPÁCIO-TEMPORAL DA MARCHA MEDIDAS POR UM SISTEMA AMBULATORIO DE ANÁLISE CINEMÁTICA TRIDIMENSIONAL

FERNANDES, MÁRCIA

PALAVRAS-CHAVE: patologias musculoesqueléticas, marcha, parâmetros espaço-temporais

Objetivo: O objetivo deste trabalho de investigação consistiu em estudar os efeitos da manipulação da velocidade da marcha, unilateralmente, numa passadeira instrumentada, ao nível dos parâmetros espaço-temporais da marcha (cadência, tempo de apoio e tempo de balanço), numa amostra de indivíduos saudáveis.

Introdução: As patologias musculoesqueléticas são o grupo de doenças mais frequente, com um impacto bastante negativo quer a nível da saúde, quer a nível laboral e socioeconómico. Ao associarmos o aumento da esperança média de vida aos atuais estilos de vida, surge como essencial repensar-se como se poderá atuar de forma precoce e efetiva para melhor responder e solucionar as necessidades crescentes face a estas patologias. Os atuais programas de prevenção visam a prevenção de consequências inerentes às patologias musculoesqueléticas e a sua progressão, no sentido de minimizar as perdas funcionais decorrentes. No entanto, e face às solicitações atuais, este tipo de soluções encontram em si mesmas cada vez mais limitações e lacunas, tornando-se insuficientes nas respostas dadas. É desta forma, que surge a necessidade e potencialidade de haver uma intervenção ainda mais precoce, ainda previamente à instalação da patologia, quando esta ainda se manifesta potencialmente em alterações do movimento, mais concretamente em alterações da marcha.

Metodologia: Foi selecionada uma amostra não probabilística, por conveniência, de participantes saudáveis. A amostra era constituída por indivíduos maioritariamente do género feminino, dextra, com uma média de idade de 23 anos e um IMC médio de 22,5. Os participantes foram submetidos a um protocolo de avaliação de marcha, numa passadeira instrumentada, sendo os dados de cinemática recolhidos por um sistema ambulatorio de análise cinemática 3D, num único momento de recolha. No decorrer deste protocolo de marcha (protocolo assimétrico com 29 patamares, cada patamar representa uma alteração da velocidade de marcha), um dos membros inferiores foi sofrendo uma diminuição progressiva, e de pequena amplitude, da velocidade da marcha. Os parâmetros da marcha avaliados foram parâmetros espaço-temporais, nomeadamente a cadência, tempo de apoio e tempo de balanço, comparando-se as diferenças resultantes entre os dois membros inferiores.

Resultados: Os resultados do teste de Mann-Whitney revelaram que o parâmetro espaço-temporal tempo de balanço revelou diferenças estatisticamente significativas entre os dois membros inferiores, no patamar 21 ($p=0.05$), patamar 22 ($p=0.045$), patamar 23 ($p=0.011$), patamar 24 ($p=0.015$) e patamar 25 ($p=0.033$), do protocolo de marcha assimétrico. Os parâmetros cadência e tempo de apoio também registaram diferenças, ainda que não estatisticamente significativas.

Conclusão: Assim é possível concluir face aos resultados apresentados neste trabalho exploratório que existiram diferenças estatisticamente significativas entre os dois membros inferiores, relativamente ao parâmetro tempo de balanço.

ABSTRACT

CHANGES ON SPATIOTEMPORAL SYMMETRY PARAMETERS OF GAIT MEASURED BY AN OUTPATIENT SYSTEM OF KINEMATIC GAIT ANALYSIS

FERNANDES, MÁRCIA

KEYWORDS: musculoskeletal disorders, gait, spatiotemporal parameters

Objective: With this work we aimed to study the effect of the unilateral manipulation of gait speed on gait spatiotemporal parameters (cadence, stance fase and swing fase) in healthy individuals.

Introduction: Musculoskeletal disorders are the most frequent diseases, with a negative impact on both health and labor, and socio-economic level. By associating the increase in the average life expectancy to current life styles, we are forced to rethink how to effectively reply the new epidemiological needs. Mobility disorders due to degenerative diseases (e.g. osteoarthritis) often lead to new movement patterns that settles in very slowly. New motion-related solutions are needed to ubiquitously monitor subjects mobility and detect as early as possible dysfunctional movement patterns. It is in this way that the need arises and potential to be an even more early intervention, even prior to the installation of the pathology, when this still expresses potentially in changes of movement, more specifically in gait changes.

Methodology: A sample of 17 healthy participants (22.76 ± 5.66 years) was recruited by means of geographic convenience. All the participants were submitted to gait asymmetry protocol in an instrumented treadmill while 3D kinematics was recorded from the pelvis, left and right thigh, shank and foot. Gait spatiotemporal parameters (cadence, stance fase and swing fase) were calculated and compared between limbs. In the course of this gait protocol (asymmetrical protocol, with 29 patamares, which stage represents a change in gait), one of the lower limbs was suffering a progressive and low-amplitude, decrease of gait speed. Were evaluated spatiotemporal parameters of gait, in particular, cadence, stance fase and swing fase, and compared the resulting differences between the two lower limbs.

Results: The results of the Mann-Whitney U test revealed that the spatiotemporal parameter time of balance showed statistically significant differences between the two lower limbs at the level 21 ($p=0.05$), level 22 ($p=0.045$), level 23 ($p=0.011$), level 24 ($p=0.015$) and level 25 ($p=0.033$).

Conclusion: These results suggested that lower levels of gait asymmetry can be detected in spatiotemporal gait parameters with the use of an ambulatory kinematic analysis system.

ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO.....	10
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	12
2.1. O processo de envelhecimento e as patologias musculoesqueléticas associadas	12
2.1.1. Dados epidemiológicos do envelhecimento, patologias musculoesqueléticas e impacto socioeconómico associado	15
2.2. Impacto das dependências funcionais associadas às patologias musculoesqueléticas	22
2.3. A marcha humana.....	29
2.3.1. Aspetos fundamentais da análise de marcha e características espaço-temporais.....	29
2.3.2. Alterações cinemáticas da marcha devido a patologias musculoesqueléticas - parâmetros de cinemática linear e de cinemática angular da marcha: implicações para a funcionalidade do indivíduo	37
2.3.1. As características da marcha normal <i>versus</i> marcha com alterações: análise dos parâmetros cinemáticos da marcha em função da presença de patologias musculoesqueléticas	42
2.3.2. Análise da marcha (avaliação clínica/observacional e avaliação em laboratório)	48
2.4. Contributo da biomecânica para a análise de alterações da marcha.....	51
3. METODOLOGIA DO ESTUDO	56
3.1. Identificação das questões e objetivos em estudo	56
3.2. Tipo de Estudo.....	58
3.3. Constituição da Amostra	58
3.3.1. Critérios de Inclusão e de Exclusão.....	58
3.3.2. Processo de Recrutamento da Amostra	59
3.3.3. Caracterização da Amostra.....	59
3.4. Considerações Éticas	60
3.5. Instrumentos de Medida/Recolha de Dados	61
3.5.1. Sistema ambulatório de recolha de movimento e tratamento de dados recolhidos.....	62

3.5.2. Passadeira instrumentada com plataformas de forças	66
3.6. Procedimentos Experimentais	67
3.6.1. Protocolo de Avaliação Simétrico	68
3.7. Análise dos Dados	71
4. APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS.....	73
4.1. Apresentação e análise inferencial das variáveis em estudo	73
4.1.1. Normalidade de distribuição das variáveis em estudo.....	73
4.1.2. Testes estatísticos para análise estatística inferencial das variáveis em estudo	74
5. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	82
6. CONCLUSÃO.....	89
7. BIBLIOGRAFIA	91
ÍNDICE DE FIGURAS	100
ÍNDICE DE QUADROS	101

APÊNDICE A: Carta explicativa do estudo

APÊNDICE B: *Output PAWS Statistics* – Caracterização sociodemográfica e clínica da amostra

APÊNDICE C: Documento de Consentimento Informado

APÊNDICE D: *Output PAWS Statistics* – Normalidade das variáveis

APÊNDICE E: *Output PAWS Statistics* – Variável cadência do passo

APÊNDICE F: *Output PAWS Statistics* – Variável tempo de apoio

APÊNDICE G: *Output PAWS Statistics* – Variável tempo de balanço

ANEXO 1: Localização dos sensores inerciais Xsens MVN

ANEXO 2: Medição das referências ósseas para dimensionamento do sujeito

1. INTRODUÇÃO

As patologias musculoesqueléticas estão definidas como lesões ou presença de dor em várias estruturas corporais, tais como músculos, nervos, tendões, articulações e cartilagens e podem afetar diferentes partes do corpo (Centers for Disease Control and Prevention, 2012). Dentro deste conjunto de patologias musculoesqueléticas inclui-se a osteoartrose, a qual é uma das patologias mais prevalentes, com um elevado grau de incapacidade e perda de qualidade de vida associada (Woolf & Pfleger, 2003; Mills *et al.*, 2013; Pereira, Ramos & Branco, 2014). Também a esta doença se associam grandes custos económicos, quer associados diretamente à saúde, quer relacionados com os aspetos socioeconómicos, como a (in)capacidade para o trabalho, quer por absentismo quer por presentismo laboral (Xie, Thumboo & Li, 2007; Loza *et al.*, 2009; Agaliotis *et al.*, 2013).

O facto de as patologias musculoesqueléticas, nomeadamente a osteoartrose, terem um impacto elevado ao nível da saúde e a nível socioeconómico, faz com que haja uma necessidade de agir ao nível da prevenção do desenvolvimento destas doenças. Para dar resposta a esta questão existem programas de prevenção multidisciplinares, os quais atuam ao nível farmacológico, do exercício/atividade física, nas modificações e adaptações em casa e no local de trabalho. Contudo, estas intervenções estão desenhadas para uma fase em que a doença já está instalada ou já existem alguns indícios clínicos e sintomatológicos da mesma.

Este trabalho de investigação pretende iniciar uma exploração baseada no pressuposto de que as patologias musculoesqueléticas podem ser mais precocemente detetadas pela análise e consequente alteração de parâmetros específicos da marcha. Desta forma seria possível dar uma resposta muito mais adequada e, especialmente, atempada a estas patologias musculoesqueléticas, prevenindo o rápido desenvolvimento das mesmas. O desenvolvimento desta ideia tem como objetivo final colocá-la ao alcance dos cidadãos de forma acessível e contínua, integrando este modelo em tecnologia de fácil acesso e grande difusão, os *smartphones*.

É para iniciar uma exploração desta ideia e construir o início da caminhada neste sentido que foi realizado este estudo quantitativo, observacional, descritivo e transversal,

de carácter exploratório, com recurso a um sistema ambulatório de análise de marcha e passadeira instrumentada. Os procedimentos e dados obtidos pelo desenvolvimento deste estudo serão apresentados e discutidos ao longo deste trabalho de investigação.

Este trabalho foi dividido em seis capítulos, iniciando-se pela introdução e seguindo-se a revisão da literatura, dividida em várias secções, a qual tem como objetivo o esclarecimento e discussão de vários conceitos teóricos com interesse para a apreensão do trabalho de investigação. A revisão da literatura tem início com a definição e epidemiológica das patologias musculoesqueléticas, seguindo-se uma explanação da influencia das mesmas sobre a marcha, como atividade funcional fundamental.

No capítulo referente à metodologia, é feita uma abordagem das questões exploratórias, desenho do estudo, amostra e processo de recrutamento da mesma, aspetos éticos, instrumentos de avaliação, procedimentos de recolha de dados e análise dos dados.

Em seguida é feita uma apresentação dos resultados, de acordo com as questões exploratórias colocadas, e feita uma discussão dos resultados de acordo com a literatura mais atual, bem como expostas as limitações do estudo. Este capítulo pretendeu ainda demonstrar a contribuição deste trabalho para a construção e alcance de um objetivo maior, bem como indicar uma linha a percorrer nesse sentido. Finalmente é feita uma conclusão que pretende resumir as conclusões fulcrais deste trabalho de investigação.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. O processo de envelhecimento e as patologias musculoesqueléticas associadas

As patologias musculoesqueléticas são definidas pelo Centers for Disease Control and Prevention (2012) como lesões ou presença de dor em várias estruturas corporais, tais como músculos, nervos, tendões, articulações e cartilagens e podem afetar diferentes partes do corpo, desde membros superiores, inferiores, pescoço, costas, mãos e pés.

Nestas patologias musculoesqueléticas incluem-se mais de 150 doenças e síndromes, as quais são geralmente progressivas e estão associadas à dor, sendo a dor de origem musculoesquelética a queixa mais frequentemente reportada em questionários de saúde (European Commission, 2015).

Etiologicamente, as patologias musculoesqueléticas podem estar associadas a atividades laborais, sendo que neste contexto podem surgir de um esforço isolado (p. ex. levantar um objeto pesado), ou podem surgir de movimentos repetidos, ou de exposição prolongada a forças, vibrações ou manutenção de determinadas posturas ao longo do tempo (Centers for Disease Control and Prevention, 2012). No entanto, estas patologias musculoesqueléticas também abrangem doenças degenerativas e condições inflamatórias que causam dor e incapacidade na realização de atividades diárias (Centers for Disease Control and Prevention, 2012), as quais estão diretamente relacionadas com o processo de envelhecimento, pois é este mesmo processo que afeta todos os sistemas do organismo, sendo várias as alterações que ocorrem nestes, desde o sistema musculoesquelético, passando pelo sistema gastrointestinal, sistema cardiovascular, sistema respiratório, sistema urogenital, bem como o sistema nervoso e sistema tegumentar, entre outros. Todas as funções e capacidades, quer sejam, intelectuais, de memória, sensoriais ou motoras, apresentam um declínio progressivo (Whitbourne, 2012).

Cerca de 50% da população refere dor de origem musculoesquelética em um ou mais locais, pelo menos uma vez por semana no último mês (European Commission, 2015).

Nos países desenvolvidos, as doenças reumáticas, para além de serem o grupo de doenças mais frequentes, devem ser encaradas como um importante problema social e

económico, com impacto negativo para a saúde pública, o qual apresenta tendência crescente tendo em conta os atuais estilos de vida e o aumento da longevidade da população, tal como preconizado no *Programa Nacional Contra as Doenças Reumáticas* (Direção-Geral da Saúde, 2004).

Focando-nos nas alterações do sistema musculoesquelético relacionadas com o processo de envelhecimento, as condições que apresentam um maior impacto para a sociedade são a osteoartrose, artrite reumatoide, osteoporose, dor lombar e traumas dos membros inferiores e/ou superiores (European Commission, 2015). Nas pessoas idosas em particular, são frequentes as quedas e acidentes, que reduzem a mobilidade e a independência, aumentando ainda o risco de morte prematura, tal como referido no Plano Nacional de Saúde 2012-2016 (Direção-Geral da Saúde, 2013).

Assim, as condições musculoesqueléticas degenerativas são extremamente comuns e têm importantes consequências para os indivíduos e para a sociedade.

De entre estas doenças que afetam a mobilidade destacam-se:

- A **osteoartrose (OA)**, a qual etiologicamente é uma doença metabolicamente ativa, dinâmica, que inclui ambos os mecanismos de destruição e reparação que podem ser desencadeados por inputs bioquímicos e mecânicos. Não existe uma cura definitiva, e a patomecânica ainda não é bem compreendida (Astphen, Deluzio, Caldwell & Dunbar, 2008), mas na última década a análise da marcha revelou características biomecânicas da OA do joelho. Fatores mecânicos tais como a carga articular dinâmica têm sido implicados na patomecânica da OA do joelho, mas o seu papel na progressão da doença é ambíguo (Astphen *et al.*, 2008). Por definição, a osteoartrose é uma doença articular progressiva não aleatória que ocorre quando os tecidos articulares danificados são incapazes de se reparar normalmente, resultando num enfraquecimento do osso e cartilagem (Mills *et al.*, 2013). Desta forma, e para um propósito de investigação epidemiológica, a OA pode ser definida patologicamente, radiograficamente ou clinicamente. A OA radiográfica tem sido considerada desde há muito como o standard de referência e muitas formas para definir radiograficamente a doença têm sido idealizadas. O método mais comum para uma definição radiográfica é o esquema e atlas de graduação radiográfica de Kellgren-Lawrence (K/L), o qual tem sido usado desde há

mais de quatro décadas. Este sistema de graduação articular considera a OA em níveis de 0 a 4, definindo a OA pela presença de osteófitos definitivos (Zhang & Jordan, 2010).

A osteoartrose é a principal causa de incapacidade da pessoa idosa, em associação regular com outras doenças, também incapacitantes, ficando afetadas importantes articulações para a funcionalidade como as da mão, o joelho, a anca, a coluna vertebral e o pé (Direção-Geral da Saúde, 2004). Em 1990, estimou-se que a osteoartrose tenha sido o oitavo fardo não fatal líder de doença no mundo, representando 2,8% do total de anos de viver com deficiência, em torno da mesma percentagem de esquizofrenia e anomalias congénitas. Foi a sexta principal causa de anos de vida com deficiência a nível global, o que representa 3% do total de anos de vida global com deficiência (Woolf & Pfleger, 2003).

- A **osteoporose**, a qual provoca diminuição da resistência óssea, condiciona o aparecimento de fraturas por traumatismos de baixa energia causando, anualmente, no nosso país, cerca de 40000 fraturas, das quais 8500 do fémur proximal, as quais se estimam consumir mais de 50 milhões de euros só em cuidados hospitalares e serem causa de morbilidade e mortalidade apreciáveis (Direção-Geral da Saúde, 2004). As fraturas vertebrais afetam a qualidade de vida, limitando atividades e restringindo a participação. Até um quinto dos pacientes são hospitalizados, muitos deles perdem sua independência e precisam de cuidados a longo prazo (Woolf & Pfleger, 2003).

- As **raquialgias** ou **dores na coluna vertebral**, que podem ter causa degenerativa, infecciosa, inflamatória, metabólica ou neoplásica, são das queixas reumáticas mais frequentes, sendo um dos motivos de incapacidade na primeira linha, antes dos 45 anos de idade (Direção-Geral da Saúde, 2004).

- A **artrite reumatoide** (AR) apresenta grande morbilidade e incapacidade em grupos etários jovens, podendo chegar a reduzir, em casos mais graves, cerca de 10 anos a esperança média de vida (Direção-Geral da Saúde, 2004). A artrite reumatoide é uma doença mais incapacitante (embora possa não ser mais dolorosa) do que a osteoartrose, sendo que dois terços dos pacientes com AR possuem uma deficiência ligeira a moderada e menos do que 10% ter deficiência severa (Woolf & Pfleger, 2003). Passados 10 anos do início da doença, pelo menos 50% dos pacientes em países desenvolvidos são incapazes de manter um emprego em tempo integral (Woolf & Pfleger, 2003).

Este conjunto de doenças constituem, assim, um variado grupo nosológico, o qual causa grande morbilidade, incapacidade temporária importante, absentismo laboral frequente e incapacidade definitiva precoce. Daqui surge um grande número de reformas antecipadas por invalidez, redução da esperança de vida e um impacto social e económico negativos (Direção-Geral da Saúde, 2004).

2.1.1. Dados epidemiológicos do envelhecimento, patologias musculoesqueléticas e impacto socioeconómico associado

O envelhecimento

O envelhecimento da população, o qual implica uma participação crescente de pessoas idosas na população, é uma tendência demográfica global que se vai intensificar durante o século XXI (United Nations, 2013). Geralmente, e para fins estatísticos, a menos que especificado de outro modo, as Nações Unidas, no seu relatório sobre o Envelhecimento Mundial, em 2013, consideram idosos aqueles com 60 ou mais anos de idade (United Nations, 2013). Envelhecer resulta da transição demográfica, um processo em que reduções na mortalidade são seguidas por reduções na fertilidade (United Nations, 2013). Juntas, estas reduções eventualmente levam a menores proporções de crianças e maiores proporções de pessoas mais velhas na população (United Nations, 2013).

O envelhecimento está a ocorrer em quase toda parte, mas a sua extensão e velocidade variam. Na maioria dos países desenvolvidos, a população tem vindo a envelhecer desde há muitas décadas, enquanto que nos países em desenvolvimento, o envelhecimento da população tem ocorrido recentemente, à medida que os níveis de mortalidade e de fecundidade diminuíram (United Nations, 2013).

Atualmente, as populações mais envelhecidas estão nos países desenvolvidos, mas a maioria das pessoas mais velhas residem em países em desenvolvimento. Dado que a taxa de crescimento da população idosa nos países em desenvolvimento é significativamente maior do que nos países desenvolvidos, a população mais velha estará cada vez mais concentrada nas regiões menos desenvolvidas (United Nations, 2013).

Mundialmente, é esperado que o número de pessoas idosas (com 60 ou mais anos de idade) duplique, de 841 milhões de pessoas em 2013 para mais de 2 bilhões em 2050 (United Nations, 2013).

É esperado que os idosos vão exceder o número de crianças pela primeira vez em 2047. Presentemente, cerca de dois terços dos idosos no mundo vivem em países desenvolvidos, uma vez que nas regiões mais desenvolvidas, a população idosa está a crescer mais rapidamente do que nas regiões menos desenvolvidas. Em 2050, quase 8 em 10 das pessoas idosas no mundo irão viver nas regiões menos desenvolvidas do mundo (United Nations, 2013).

A população idosa é predominantemente feminina. Uma vez que as mulheres tendem a viver mais que os homens, as mulheres mais velhas superam em número os homens mais velhos em quase toda parte. Em 2013, a nível mundial, havia 85 homens por cada 100 mulheres, na faixa etária de 60 anos ou mais anos, e 61 homens para cada 100 mulheres, na faixa etária de 80 anos ou mais. Estes rácios entre sexos são esperados aumentar moderadamente durante as próximas décadas, refletindo uma melhoria ligeira na mortalidade mais rápida projetada, por idade, para os homens, em relação às mulheres (United Nations, 2013).

A população idosa está ela própria a envelhecer. Globalmente, a percentagem de pessoas idosas com idades entre 80 anos ou mais anos na população idosa era de 14% em 2013 e deverá atingir 19%, em 2050. Se esta projeção se concretizar, em 2050, haverá 392 milhões de pessoas com 80 anos ou mais, um número mais de três vezes superior à população atual (United Nations, 2013).

Enquanto as pessoas estão a viver mais em quase todos os lugares, a prevalência de doenças não-transmissíveis e incapacidade aumenta à medida que a população envelhece (United Nations, 2013).

O envelhecimento da população tem grandes consequências sociais e económicas. Os rácios de apoio à velhice (número de adultos em idade ativa por pessoa idosa na população) já são baixos nas regiões mais desenvolvidas e em alguns países em desenvolvimento, e estes rácios deverão continuar a diminuir nas próximas décadas, com consequentes pressões fiscais sobre os sistemas de apoio às pessoas idosas. Num certo número de países em desenvolvimento, pobreza é elevada entre as pessoas mais velhas, por

vezes mais elevada do que na população geral, especialmente em países com cobertura limitada dos sistemas de segurança social (United Nations, 2013).

Globalmente, 40% dos idosos com 60 anos ou mais anos vivem de forma independente, isto é, sozinhos ou com o cônjuge somente. A vida independente é muito mais comum nos países desenvolvidos, onde cerca de três quartos dos idosos vivem de forma independente, em comparação com apenas um quarto nos países em desenvolvimento e um oitavo nos países menos desenvolvidos. À medida que os países se desenvolvem e as suas populações continuam a envelhecer, viver sozinho ou com o cônjuge, provavelmente vai-se tornar muito mais comum entre os idosos no futuro (United Nations, 2013).

Muitas pessoas mais velhas ainda precisam trabalhar, especialmente em países em desenvolvimento. Em 2010, a participação na força de trabalho de pessoas com 65 anos ou mais foi de cerca de 31% nas regiões menos desenvolvidas e 8% nas regiões mais desenvolvidas. A participação na força laboral entre homens mais velhos está a decrescer nas regiões menos desenvolvidas, mas está a aumentar nas regiões mais desenvolvidas. Em ambos os grupos, apesar de sua desvantagem numérica, os homens representavam a grande maioria da força de trabalho total entre as pessoas mais velhas. Os rendimentos do trabalho das pessoas idosas são uma importante fonte de apoio económico na velhice, especialmente nos países em desenvolvimento (United Nations, 2013).

No continente europeu, a estrutura etária da população da União Europeia deverá mudar dramaticamente nas próximas décadas devido à dinâmica da fertilidade, esperança de vida e taxas de migração. O tamanho total da população é projetado ser, não apenas maior em 2060, mas também para ser muito mais velha do que é agora. Na população da União Europeia é esperado um aumento de quase 4% (de 507 milhões de 2013 até 2050), quando atingirá o pico de 526 milhões e, subsequentemente, irá declinar lentamente para 523 milhões, em 2060 (European Union, 2014).

Enquanto em 2013, as faixas etárias mais numerosas para homens e mulheres estão em torno dos 45 anos, em 2060, está projetado que o número de idosos represente uma parte crescente da população, especialmente devido à combinação do elevado número de pessoas nascidas na década de 1950 e 1960, e aos continuados ganhos projetados na

esperança de vida. Ao mesmo tempo, a base da pirâmide etária torna-se menor, devido a taxas de fertilidade baixas (European Union, 2014).

A proporção de jovens (com idades entre 0-14) deverá manter-se constante até 2060, na União Europeia a 28 e na área do Euro (cerca de 15%), enquanto que a faixa etária entre os 15 e 64 anos vai-se tornar uma parte substancialmente menor, passando de 66% para 57%. Os cidadãos com idade acima de 65 anos passarão a ser uma parcela muito maior (passando de 18% a 28% da população), e aqueles com idade de 80 anos ou mais (aumentarão de 5% para 12%) tornar-se-ão quase tão numerosos quanto a população jovem em 2060 (European Union, 2014).

Como resultado dessas tendências entre diferentes grupos etários, o rácio de dependência demográfica dos idosos (pessoas com 65 anos ou acima em relação a pessoas com idades entre 15-64 anos) está previsto aumentar de 27,8% para 50,1% na União Europeia como um todo sobre o período de projeção. Isto implica que a União Europeia deixará de ter cerca de quatro pessoas em idade de trabalhar por cada pessoa com idade superior a 65 anos para passar a ter apenas duas pessoas (European Union, 2014).

Em Portugal, a 31 de dezembro de 2013, a população residente foi estimada em 10 427 301 pessoas, valor que representa uma taxa de crescimento efetivo de -0,57% (Instituto Nacional de Estatística, 2014). As alterações na estrutura etária da população, nomeadamente o decréscimo da população jovem e o aumento da população idosa, refletem-se no continuar do processo de envelhecimento demográfico, verificando-se um aumento da idade média da população residente em Portugal de cerca de 41 para 43 anos, entre 2008 e 2013.

Entre 2008 e 2013 a proporção de jovens (menos de 15 anos de idade), face ao total de população residente, passou de 15,4% para 14,6%; o peso das pessoas em idade ativa (15 a 64 anos de idade) também diminuiu, passando de 66,6% para 65,6% (Instituto Nacional de Estatística, 2014). Em contrapartida, a proporção de pessoas idosas (65 ou mais anos de idade) aumentou para 19,9%. Em consequência, o índice de envelhecimento passou de 116 para 136 pessoas idosas por cada 100 jovens (Instituto Nacional de Estatística, 2014).

Em Portugal, a esperança de vida tem aumentado de forma progressiva, em ambos os sexos (Direção-Geral da Saúde, 2013). Estima-se que em 2020, a proporção de jovens

(0-14 anos) desça para 14% e a proporção de população com 65 e mais anos aumente para 21%, incluindo-se neste valor 6% de indivíduos com 80 ou mais anos (Direção-Geral da Saúde, 2013). O aumento da esperança de vida e envelhecimento da população são esperados fazer da osteoartrose a quarta principal causa de incapacidade no ano 2020 (Woolf & Pfleger, 2003).

De acordo com os dados epidemiológicos apresentados, as patologias musculoesqueléticas em idosos são sem dúvida uma questão de saúde revelante para a atualidade.

As patologias musculoesqueléticas

Na Austrália, em 2004-2005, as patologias musculoesqueléticas, eram mais prevalentes do que qualquer outra patologia das outras áreas prioritárias de saúde, com 31% dos australianos a sofrerem de uma ou mais destas condições. A artrite e as patologias musculoesqueléticas foram também responsáveis pela maior incapacidade em mais de um em cada três australianos com uma incapacidade, e foram uma das maiores áreas de despesas de saúde em 2001-2002, com cerca de 4.6 bilhões de dólares australianos gastos (Australian Bureau of Statistics, 2006).

No Inquérito de Saúde do Ontário, por exemplo, as condições musculoesqueléticas são responsáveis por 40% de todas as doenças crônicas, 54% de todas as deficiências a longo prazo, e 24% de todos os dias de atividades restritas. A prevalência é maior entre as mulheres e aumenta significativamente com a idade. As patologias musculoesqueléticas são a principal causa de incapacidade entre os grupos etários mais velhos. Além disso, a dor e incapacidade física provocada por patologias musculoesqueléticas afeta o funcionamento social e de saúde mental, além de diminuir qualidade de vida (Woolf & Pfleger, 2003).

Dados europeus revelam que cerca de 15 a 20% das consultas nos cuidados primários são devidas a problemas musculoesqueléticos, sendo que muitas destas pessoas são referenciadas para profissionais de saúde tais como fisioterapeutas, terapeutas ocupacionais e osteopatas, ou para médicos especialistas em reumatologia, ortopedistas ou especialistas em reabilitação (European Comission, 2015). A prevalência de incapacidade

física é mais elevada em mulheres do que em homens e aumenta com a idade, sendo que cerca de 60% das mulheres com 75 ou mais anos a viver na comunidade reportaram algumas limitações físicas (European Commission, 2015).

Dos estudos epidemiológicos realizados, pode-se inferir que, em Portugal, as doenças reumáticas têm uma prevalência aproximada de 20 a 30% (Direção-Geral da Saúde, 2013).

A prevalência da osteoartrose aumenta com a idade, pelo que 30 a 50% dos adultos acima dos 65 anos de idade sofrem desta patologia (Lawrence *et al.*, 2008). Entre os adultos com 60 ou mais anos de idade a prevalência de OA do joelho sintomática é de aproximadamente de 10% nos homens e 13% nas mulheres. O número de pessoas afetadas pela OA sintomática irá provavelmente aumentar devido ao envelhecimento populacional e à epidemia da obesidade (Zhang & Jordan, 2010).

As alterações radiográficas da OA, particularmente a presença de osteófitos, são ainda mais comuns, tanto que os estudos radiográficos de várias articulações (mãos, coluna, ancas e joelhos) revelaram a presença de OA em pelo menos uma articulação em mais de 80% dos idosos.

O envolvimento radiográfico das articulações interfalângicas distais das mãos está presente em mais de metade dos homens com mais de 65 anos, e em mais de metade das mulheres acima dos 55 anos de idade, mas apenas 13% dos homens e 26% das mulheres com mais de 70 anos apresentam sintomas de OA nas mãos (Lawrence *et al.*, 2008). A presença de achados radiográficos de osteoartrose do joelho em sujeitos com 60 ou mais anos de idade aumenta em cada década da vida de 33%, em idosos entre os 60 a 70 anos, para 43,7% em idosos acima dos 80 anos enquanto que a prevalência de sintomatologia de OA do joelho nestes sujeitos era 9,5% e aumentou com a idade nas mulheres, mas não nos homens (Lawrence *et al.*, 2008).

No estudo de coorte *Johnson Country Osteoarthritis*, a prevalência radiográfica de OA do joelho aumenta de 26,2% entre os 55 a 64 anos até perto metade dos participantes no grupo de 75 ou mais anos, e a prevalência de OA sintomática do joelho aumentou de 16,3% a 32,8% entre estes grupos etários (Jordan *et al.*, 2007). A OA sintomática da anca no estudo de coorte de Jordan *et al.* (2009) foi reportada em cerca de 5,9% no grupo etário dos 45-54 anos aumentando para 17% no grupo de 75 ou mais anos de idade (Lawrence *et al.*, 2008).

Em Portugal, o Instituto Nacional Dr. Ricardo Jorge, num relatório das doenças crónicas mais prevalentes, identificou que 24% dos participantes referiram sofrer de alguma forma de doença reumática (Branco, Nogueira & Contreira, 2005). Particularmente, desde que a osteoartrose é considerada, os dados apresentados pela Liga Portuguesa Contra as Doenças Reumáticas estimam que provavelmente 6% da população portuguesa sofre da doença (Branco, Nogueira & Contreira, 2005).

A Direção-Geral da Saúde, num relatório de 2003, descreveu que a prevalência de osteoartrose era de aproximadamente 3,8% no joelho e 1,3% na anca (Pereira, Ramos e Branco, 2014). Também em Portugal, no estudo de Costa, Gal & Barros (2004), foi estimado que a prevalência auto-reportada de osteoartrose em adultos com mais de 18 anos de idade, no joelho era de 11,1% [Intervalo de confiança de 95% (95% IC) IC: 9.4-13.1], [5.9% (95% IC: 3.9-8.6) nos homens e 14.2% (95% IC: 11.8-16.9) nas mulheres]; e na anca era de 5,5% (95% IC: 4.3- 7.0), [2.2% (95% IC: 1.1-4.2) nos homens e 7.4% (95% IC: 5.7- 9.5) nas mulheres].

Outro dado importante é apresentado pelo Observatório Nacional das Doenças Reumáticas (ONDOR) (2005) que estimou que a osteoartrose radiográfica do joelho, em indivíduos com mais de 40 anos de idade, era de 56,9% [95% IC: 51.6-62.1] nos homens e 57.7% (95% IC: 63.3-62.0) nas mulheres. A estimativa de doença sintomática foi de 6,0% na articulação do joelho (95% IC: 3.7-9.2) nos homens e 15.8% (95% IC: 12.6-19.5) nas mulheres; para a articulação da anca é estimado que a doença seja sintomática em 2,4% (95% IC: 0.1-12.8) nos homens e 2.2% (95% IC: 1.0-4.1) nas mulheres (Pereira, Ramos e Branco, 2014).

Existe relativamente pouca informação a nível mundial sobre a incidência da osteoartrose comparativamente com os dados da prevalência.

Por exemplo, nos Estados Unidos da América, as taxas de incidência estratificadas por idade e sexo para a osteoartrose sintomática eram de 0,24 anos por pessoa para a articulação do joelho, 0,09 anos por pessoa para a anca e 0,1 anos por pessoa para a mão.

Na Europa, mais concretamente na Noruega, Grotle *et al.* (2008), foi encontrada uma incidência cumulativa de 7,3% (95% IC: 5.7-9.0) no joelho e de 5,8% (95% IC: 4.3-7.3) na anca, e 5.6% (95% IC: 4.2-7.1) na mão.

Em Portugal não existem dados relativos à incidência da osteoartrose até à presente data (Pereira, Ramos & Branco, 2014).

Custos diretos e indiretos das patologias musculoesqueléticas

Numa revisão sistemática sobre os custos decorrentes da osteoartrose, que incluiu 10 estudos, após um ajuste, em 2005, para dólares americanos, os custos diretos anuais por paciente eram de US\$ 9147 em Hong Kong, US\$ 4792 nos EUA, US\$ 2878 no Canadá, US\$ 1271 em Itália e US\$ 345 em França (Xie, Thumboo e Li, 2007).

Tendo em conta os custos indiretos, apenas 5 estudos reportaram dados: os custos indiretos mais elevados foram de US\$ 9847 por paciente, por ano, no Canadá e os custos mais baixos foram de US\$ 864 em Hong Kong (Xie, Thumboo e Li, 2007).

Mais recentemente, em Espanha, Loza *et al.* (2009) encontrou um custo anual por paciente com osteoartrose da anca ou joelho, de 1502€, tendo os custos indiretos representado 86% e os indiretos 14%, do total gasto.

Apesar de a osteoartrose representar um importante fardo para os indivíduos e para os sistemas de cuidados de saúde em Portugal, não existe nenhuma publicação com dados específicos dos custos diretos e indiretos para permitir comparações (Liga Portuguesa Contra as Doenças Reumáticas, 2013).

A Sociedade Portuguesa de Reumatologia estimou que em 1997, todas as doenças reumáticas eram a primeira razão para as consultas médicas (23% de todos os casos), a primeira causa para reforma antecipada e causa de incapacidade em 98% dos pacientes com doença reumática (Pereira, Ramos e Branco, 2014).

Devido à incapacidade para o trabalho, ou à perda de capacidade laboral, na Austrália, o custo atual decorrente da osteoartrose, da perda de produtividade e custos de saúde diretos é estimada em 24 milhões de dólares australianos, mais do que é gasto devido a doença coronária, diabetes, depressão, acidente vascular cerebral ou asma (Access Economics, 2007).

2.2. Impacto das dependências funcionais associadas às patologias musculoesqueléticas

As patologias musculoesqueléticas causam mais limitações funcionais na população adulta do que qualquer outro grupo de doenças. Estas são uma das principais causas de

anos vividos com incapacidade em todos os continentes e economias. No Inquérito de Saúde do Ontário, por exemplo, as condições musculoesqueléticas causaram 40% de todas as doenças crónicas, 54% de todas as deficiências a longo prazo, e 24% de todas as causas de restrição em atividades de vida diárias. Em pesquisas realizadas no Canadá, nos EUA e Europa Ocidental, a prevalência de deficiências físicas causadas por uma condição musculoesquelética foi estimada em 4 a 5% da população adulta. A prevalência é maior entre as mulheres e aumenta significativamente com a idade. As patologias musculoesqueléticas são a principal causa de incapacidade entre os grupos etários mais velhos. Além disso, a dor e incapacidade física provocada por patologias musculoesqueléticas afeta a participação social e a saúde mental negativamente, além de provocar uma diminuição da qualidade de vida do paciente (Woolf & Pfleger, 2003).

Focando-nos em patologias musculoesqueléticas prevalentes, como é o caso da osteoartrose, facilmente encontramos dados de vários estudos que corroboram o facto de esta patologia ser causadora de incapacidade funcional, como é o caso do estudo de Mills *et al.* (2013), e o estudo de Pereira, Ramos & Branco (2014).

Uma vez que a osteoartrose está frequentemente associada a limitação articular, rigidez e crepitação, causando mudanças na mobilidade e função, pelo que os pacientes experienciam com frequência limitações físicas, dificuldades com os cuidados pessoais, incapacidade para o trabalho e até mesmo problemas em realizar as tarefas domésticas (Pereira, Ramos e Branco, 2014), sendo uma das principais causas de anos vividos com incapacidade em todos os continentes e economias (European Commission, 2015; Woolf & Pfleger, 2003). Não só a nível físico existem repercussões destas patologias, mas também afetam o bem-estar mais do que qualquer outro grupo de doenças, com inerente perda de independência e uma necessidade de maior apoio enquanto vivem na comunidade, ou mesmo, levando à admissão em equipamentos de resposta a pessoas idosas, vulgo lares.

Também a Direção-Geral de Saúde (2013) assinala as doenças reumáticas como a primeira causa de incapacidade temporária, sendo responsáveis por 17% dos casos de acamamento definitivo, 26% dos casos com necessidade de utilização de cadeira de rodas, 30% dos casos de mobilidade limitada ao domicílio, 40 a 60% das situações de incapacidade prolongada na realização de certas atividades da vida diária (Direção-Geral da Saúde, 2004). Isto contribui para que se verifique um agravamento do índice de dependência de idosos na última década, que passou de 25 para 30 idosos, por cada 100 pessoas em idade ativa (Direção-Geral da Saúde, 2013).

No inquérito, na Austrália, realizado por Hunter & Riordan (2014), com 1039 participantes, aproximadamente 47% dos participantes referiram que o pior impacto que a osteoartrose tem é sobre a sua capacidade de realizar as suas atividades de vida diárias. Cerca de metade dos participantes veem a sua incapacidade de levar a cabo as atividades de vida diária como o pior impacto decorrente da osteoartrose. Indivíduos com osteoartrose do joelho ou anca sofrem uma perda de função progressiva, mostrando uma dependência crescente na marcha, subir e descer escadas e em outras tarefas relacionadas com os membros inferiores (Salaffi, Carotti & Grassi, 2005). Também as tarefas domésticas, higiene pessoal e vestir, são consideradas particularmente problemáticas, com a maioria dos participantes a requerer ajuda para realizar estas atividades, ou evitando-as inteiramente (Hunter & Riordan, 2014). Oitenta e quatro por cento dos participantes evitam exercícios/desporto, 81% evitam a jardinagem, 72% evitam usar escadas, 71% necessitam de ajuda na limpeza da casa e 45% necessitam de ajuda a vestir (Hunter & Riordan, 2014).

A dor crónica resultante da osteoartrose do joelho é uma condição comum entre as pessoas idosas, especialmente entre aquelas com idades entre os 50 e 69 anos (Agaliotis *et al.*, 2014). Os níveis reportados de dor e incapacidade funcional aumentaram de forma marcada com o tempo desde o diagnóstico é expectável, devido à natureza progressiva da doença (Hunter & Riordan, 2014).

Uma recente revisão sistemática de Bieleman *et al.* (2011) revelou que pessoas com osteoartrose do joelho ou anca estão mais predispostas a reportar uma redução da capacidade de trabalho comparativamente à população em geral. O que foi também corroborado pelo estudo de Grotle, Hagen & Natvig (2008), levado a cabo nos países escandinavos, que sugere que o diagnóstico de osteoartrose do joelho está associado a um aumento do absentismo laboral. Também a revisão sistemática de Agaliotis *et al.* (2014) revelou que os estudos de elevada qualidade conduzidos nesta área demonstraram, de forma consistente, que a dor crónica do joelho e a osteoartrose do joelho é um importante determinante do absentismo laboral.

Esta redução da produtividade de trabalho é tipicamente medida de duas formas: através dos dias sem trabalhar (absentismo) ou pela redução da produtividade auto-referida no trabalho (presentismo) (Agaliotis *et al.*, 2013; Agaliotis *et al.*, 2014). Existe uma evidência crescente de que o presentismo, e não o absentismo, é o maior contribuinte para a perda de produtividade no trabalho (Agaliotis *et al.*, 2013). Assim, nas pessoas com dor crónica do joelho, o absentismo está relacionado com uma diminuição do bem-estar

psicológico, enquanto que o presentismo está associado a uma baixa função física auto-reportada e a tarefas ocupacionais mais exigentes (Agaliotis *et al.*, 2014). Claramente que o trabalho manual ou semimanual está associado com a redução da produtividade em pessoas com dor nos joelhos (Agaliotis *et al.*, 2013). Os resultados demonstraram que o absentismo está relacionado com uma baixa saúde mental nos scores de qualidade de vida, enquanto que o presentismo está baseado numa pobre função física auto-reportada e nas exigências físicas do trabalho (Agaliotis *et al.*, 2013).

A perda de função articular do joelho devido a esta condição pode potencialmente causar uma redução da produtividade laboral. Para além disso, as exigências do trabalho podem agravar a dor no joelho, e até a capacidade para continuar a trabalhar, resultando em desemprego forçado ou reforma precoce. Globalmente, com uma população a envelhecer, um aumento da obesidade e uma tendência para retardar a reforma, o número de pessoas afetadas pela dor crónica do joelho na força de trabalho vai aumentar (Agaliotis *et al.*, 2014). Agaliotis *et al.* (2013) refere que cerca de 30% da população idosa tem osteoartrose do joelho sintomática, sendo que cerca de metade reporta algum nível de incapacidade associada. Com uma população a envelhecer, e um aumento da tendência para uma reforma tardia, o número de pessoas afetadas pela osteoartrose do joelho irá aumentar mundialmente. Em estudos incluídos na revisão sistemática de Agaliotis *et al.* (2013), realizados na Suécia e Noruega, o diagnóstico de osteoartrose do joelho foi um fator de duplo risco para o absentismo laboral. Num estudo finlandês, 71% dos inquiridos referiram uma diminuição da capacidade para o trabalho devido à osteoartrose do joelho. Ainda dos estudos incluídos nesta revisão sistemática, um estudo da população francesa, reportou que dos 10.295 indivíduos com osteoartrose, 66% dos indivíduos com osteoartrose do joelho referiram limitações ocupacionais comparativamente a 14% da população em geral. Também no Canadá, a avaliação da redução da capacidade de trabalho devido a osteoartrose, verificou que 13% dos que reportaram osteoartrose do joelho tiveram uma redução das horas de trabalho, e que 36% cessaram na totalidade o seu desempenho profissional. Nos Países Baixos, os dados recolhidos mostram que 20% dos participantes referiram um absentismo laboral de um ou mais dias, enquanto que 80% referem que os sintomas da osteoartrose do joelho são um “obstáculo ao trabalho” nos três meses anteriores ao estudo. Ainda nos Países Baixos um outro estudo referiu que 12% dos inquiridos se ausentaram do trabalho nos 12 meses anteriores devido a sintomas de osteoartrose do joelho ou anca (Agaliotis *et al.*, 2013).

Este estudo encontrou bastantes dados que referem uma reduzida produtividade no trabalho entre pessoas com dor crónica do joelho. Apenas 20% das pessoas incluídas neste estudo de coorte reportaram 100% de produtividade, enquanto que 42% referiram uma marcada perda de capacidade para desempenharem em pleno as suas funções habituais (<90% presentismo) devido a problemas dos joelhos nos 12 meses de *follow-up* (Agaliotis *et al.*, 2013).

Neste estudo de coorte com participantes com osteoartrose moderada do joelho, a maioria dos participantes reportaram uma produtividade reduzida enquanto permanecem no trabalho, em vez de não trabalharem durante dias (Agaliotis *et al.*, 2013). Foi demonstrado que os fatores na *baseline*, tais como tipo de trabalho, incapacidade física auto-reportada (SF-12) e severidade da dor no joelho estão associados ao presentismo (Agaliotis *et al.*, 2013). A osteoartrose está associada a limitações no trabalho, ausência do trabalho por doença, desemprego e reforma antecipada. Os pacientes com osteoartrose têm um número significativamente maior de baixas médicas do trabalho por ano, em comparação à média para a população em geral (9,6 em comparação a 8,5 dias) (Wilkie & Pransky, 2012).

O efeito da osteoartrose é sobretudo no aumento do presentismo, do que propriamente no absentismo. Cerca de uma em cada cinco pessoas com dor no joelho, indicam problemas no trabalho. A redução da produtividade é 3-5 vezes mais provável em pessoas com OA do que naquelas sem AO, sendo que três quartos dos adultos que trabalham com osteoartrose fazem algumas alterações na sua situação de trabalho para manter sua participação no trabalho (Wilkie & Pransky, 2012).

Atividades como ajoelhar, agachar, subir e descer escadas e trabalhos pesados, são sem dúvida mais difíceis e desconfortáveis para os pacientes com OA do joelho, e desempenham um papel negativo no desenvolvimento da doença. Pode-se esperar, portanto, que a ausência por doença e perda de emprego, em pessoas com osteoartrose do joelho, ocorra primeiro e em maior número em pessoas com emprego manual do que entre aquelas cujo trabalho é sedentário (Palmer, 2012).

Numa pesquisa nacional de médicos franceses, 93.247 pacientes com OA do joelho (idade média de 66 anos) foram identificados, 17% das quais ainda trabalhavam. Neste grupo, dois terços relataram terem sido limitados na sua capacidade de trabalho atual e um quinto informou de licença por doença relacionadas com a osteoartrose (Palmer, 2012).

Também relativamente à artrite reumatoide existem dados que revelam que o aumento dos níveis de dor, atividade da doença e reduzida função física têm mostrado estar associados a uma redução da qualidade de vida relacionada com a saúde (Matcham *et al.*, 2014; Van der Wall *et al.*, 2005).

Os resultados do estudo de Matcham *et al.* (2014), mostram que a AR tem um impacto negativo na qualidade de vida relacionada com a saúde, em particular nos domínios físicos da SF-36, os quais apresentam valores mais baixos face aos domínios de saúde mental, sugerindo que a AR tem um impacto mais negativo a nível da qualidade de vida física do que no bem-estar mental (Matcham *et al.*, 2014). Comparativamente a pacientes com outras doenças crónicas, os pacientes com AR apresentam níveis notavelmente reduzidos ao nível da função física em comparação com pacientes com outras condições de saúde (hipertensão, insuficiência cardíaca, diabetes mellitus tipo II, enfarte agudo do miocárdio e depressão) (Matcham *et al.*, 2014). A qualidade de vida – domínio mental é mais baixa em pacientes com AR do que em pacientes com hipertensão, insuficiência cardíaca, diabetes mellitus tipo II, enfarte agudo do miocárdio (Matcham *et al.*, 2014).

Em comparação com a população em geral do Reino Unido e dos EUA, os pacientes com AR têm níveis mais baixos em todos os 8 domínios do SF-36. Estas diferenças são particularmente notáveis nos domínios físicos: função física, desempenho físico, dor e saúde geral. Contudo, existem também níveis substancialmente inferiores de vitalidade, função social e emocional face à população geral (Matcham *et al.*, 2014). O impacto da AR na capacidade de trabalho é elevado, cerca de 60 a 75% das pessoas estão em idade ativa quando lhes é diagnosticada a doença. Os adultos com AR não trabalham cerca de 46 dias por ano, comparativamente à média da população que está nos 8,5 dias por ano (Wilkie & Pransky, 2012). Uma em cada quatro pessoas (23%) com diagnóstico de AR deixa de trabalhar nos três anos seguintes ao diagnóstico. Isto aumenta para um em três (35%) aos 10 anos após o diagnóstico e para mais de metade (51%) aos 25 anos de diagnóstico da doença (Wilkie & Pransky, 2012). A redução da proporção de pessoas com AR que deixam permanentemente o trabalho pode levar a um aumento do presentismo (Wilkie & Pransky, 2012).

Embora o impacto da artropatia inflamatória sobre o indivíduo seja frequentemente muito maior, a carga acumulada de artropatias e transtornos não-inflamatórios, tais como dor lombar, a OA e dor nos membros superiores e inferiores, resulta em maior custo

económico e humano total para a sociedade (Wilkie & Pransky, 2012). Usando a dor lombar para ilustrar este ponto, a lombalgia afeta mais de um terço dos adultos, a qualquer momento, e em cada ano, aproximadamente 3,5 milhões de pessoas no Reino Unido desenvolvem um novo episódio de dor nas costas, enquanto que a prevalência de AR no Reino Unido é de 0,81%. A dor lombar é a razão mais comum para as pessoas de meia-idade acederem aos cuidados primários de saúde, com cerca de 6-9% dos adultos a consultar um médico por essa razão a cada ano. Embora muitos pacientes com dor lombar deixem de consultar o seu médico de clínica geral no prazo de 3 meses, 60-80% das pessoas ainda relatam dor ou incapacidade um ano depois, e até 40% das pessoas que pararam temporariamente de trabalhar terão futuros episódios de ausência de trabalho. No Reino Unido, o custo anual de absentismo devido a dor lombar é estimado em 1% do produto interno bruto. O impacto do presentismo devido à dor lombar pode muito bem ser maior devido à perda de produtividade (Wilkie & Pransky, 2012).

Todos estes resultados suportam a pesquisa prévia que evidencia níveis inferiores de qualidade de vida nas patologias musculoesqueléticas, quaisquer que sejam elas, em comparação com pessoas saudáveis.

A dor relacionada com a osteoartrose é um sintoma chave na decisão de procurar cuidados médicos e é um importante antecedente da incapacidade funcional (Zhang & Jordan, 2010). Devido à sua elevada prevalência e à frequente incapacidade que acompanha esta doença nas grandes articulações tais como anca e joelho, a OA provoca maiores dificuldades em atividades como subir escadas e andar do que outra qualquer outra doença. A OA é também a razão mais comum para colocação de prótese total da anca e joelho. O rápido aumento da prevalência desta já tão comum doença sugere que a OA terá um impacto crescente nos sistemas de cuidados de saúde no futuro (Zhang & Jordan, 2010).

As políticas para prolongar a vida laboral ativa tornaram-se uma resposta central para o envelhecimento da população nos países desenvolvidos. Atrasar a reforma é visto como um meio para minimizar os efeitos do agravamento dos índices demográficos, enquanto há um aumento dos recursos financeiros para a reforma. Tais políticas são importantes a partir de um imperativo fiscal e social. Muitos governos têm aumentado a idade de reforma, juntamente com uma série de outras medidas, como a legislação anti-discriminação etária, para atrasar a reforma (Wilkie & Pransky, 2012).

É neste contexto que a nossa capacidade de manter indivíduos com doenças reumáticas como força laboral, ou regressar ao trabalho, é cada vez mais importante. Mais de três quartos da população não têm uma expectativa de vida sem doenças até aos 68 anos de idade. Grande parte deste problema é atribuível a doenças reumáticas. Como a prevalência de doenças reumáticas aumenta com a idade e, como estender a vida ativa, haverá muitos mais funcionários com problemas musculoesqueléticos nos próximos anos; haverá mais pessoas no trabalho a enfrentar com doenças reumáticas que comprometem sua capacidade de trabalho e produtividade. O desafio é manter os indivíduos com doenças reumáticas em trabalho, reduzir o tamanho do impacto das doenças reumáticas no trabalho, e contribuir para a saúde e o bem-estar dos indivíduos (Wilkie & Pransky, 2012).

2.3. A marcha humana

2.3.1. Aspectos fundamentais da análise de marcha e características espaço-temporais

A marcha é provavelmente a capacidade mais importante da espécie humana (Simonsen, 2011), é a capacidade de andar de pé é uma característica que define o Homem (DeLisa, 1998). É então um desafio científico descrever e compreender os mecanismos básicos por detrás deste padrão de movimento (Simonsen, 2011).

A marcha divide-se em ciclos de marcha. O ciclo de marcha é um intervalo de tempo ou sequência de movimento que ocorre desde o contacto inicial do calcanhar no solo até que este mesmo calcanhar volte a contactar com o solo. O ciclo de marcha divide-se em duas fases: fase de apoio e fase oscilante. Estas fases podem ser subdivididas e discutidas em termos de percentagem de cada uma delas no ciclo de marcha (DeLisa, 1998).

A fase de apoio engloba 60% do ciclo de marcha e pode ser subdividida em fase unipodal ou bipodal (duplo apoio). Na fase de duplo apoio, ambos os pés estão em contacto com o solo. A uma velocidade de marcha média, isto representa 10% de todo o

ciclo de marcha, mas diminui com o aumento da velocidade de marcha e, por fim, desaparece quando se passa para a corrida. Em velocidades de marcha mais lentas, a fase de duplo apoio é maior em tempo. A fase unipodal compreende 40% do ciclo de marcha normal. Os músculos que são ativados durante a fase de apoio atuam para evitar a deformação do membro de apoio. Estes incluem o tibial anterior, quadricípite, *hamstrings*, abdutores da anca, grande glúteo e o eretor da espinha (DeLisa, 1998).

A fase oscilante ocorre quando o membro inferior não está em carga e representa 40% de cada ciclo de marcha. Esta é subdividida em três fases: fase inicial (aceleração), fase média (de balanço) e fase final (desaceleração). A fase de aceleração ocorre quando o pé é levantado do solo e, durante este tempo, o membro inferior que não está em contacto com o solo realiza uma aceleração propulsionado pela flexão da anca e joelho em conjunto com a flexão dorsal da tibiotársica. A fase média ocorre quando o membro inferior em aceleração é alinhado com o membro inferior em apoio. A fase de desaceleração ocorre quando o membro inferior realiza uma desaceleração para entrar em contacto com o solo e é controlado pelos *hamstrings* (DeLisa, 1998).

Durante a marcha, três eventos principais ocorrem, nos quais energia é consumida. Isto inclui o controlo do movimento no sentido anterior durante a desaceleração por volta do final da fase oscilante, absorção do impacto ao nível do calcanhar, e impulsão ao retirar o pé do chão, quando o centro de gravidade é propulsionado para cima e para a frente (DeLisa, 1998).

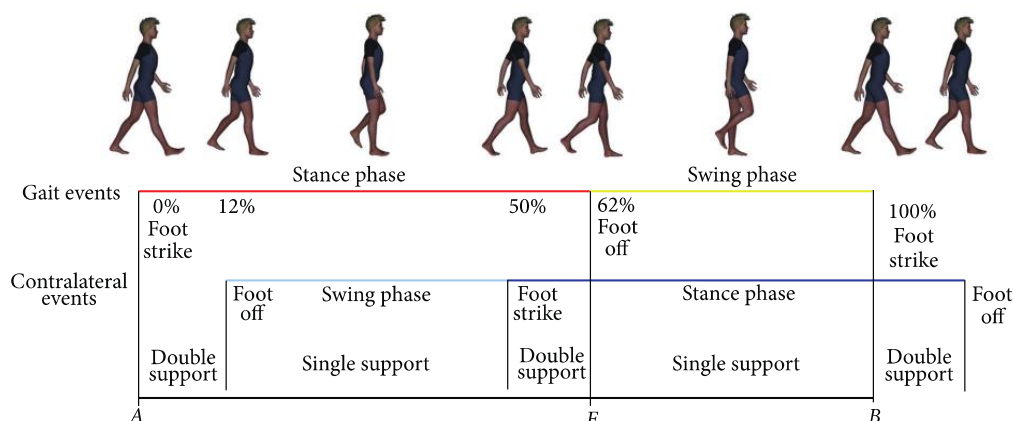


Figura 1 - Representação esquemática do ciclo de marcha, com a fase de apoio (vermelho) e fase de balanço (amarelo). Adaptado de Iosa *et al.* (2013).

O centro de massa (CM) está localizado na face anterior da segunda vértebra sacrada, entre as duas articulações da anca. Uma quantidade mínima de energia é

necessária quando um corpo se move numa linha reta, com o CM não subindo nem descendo, nem se deslocando lateralmente. A média do deslocamento vertical num adulto é de aproximadamente 5 cm. Relativamente aos deslocamentos laterais, verifica-se que sempre que o peso é transferido de um membro inferior para outro, há uma inclinação da pélvis para o lado em carga. A oscilação do CM lateralmente é de aproximadamente 5 cm, sendo que os limites laterais são alcançados na fase média de apoio (DeLisa, 1998).

No entanto, para descrever e analisar a marcha, são precisas mais do que simples descrições das suas fases, sendo necessário descrever estes acontecimentos do ciclo de marcha de forma quantitativa. Para que isso seja possível é necessário recorrer à cinemática e cinética.

A cinemática é um ramo da mecânica que descreve o movimento de um corpo, sem considerar as forças ou torques que podem produzir movimento (Neumann, 2006). O movimento é representado por uma mudança de posição no espaço, podendo ser linear ou angular (Sutherland, Kaufman & Moitoza, 1998). A cinemática pode ser dividida em duas partes distintas: cinemática linear e cinemática angular. A cinemática linear é responsável pela análise do movimento (curvo ou retilíneo) em relação ao tempo, sendo que todos os pontos pertencentes ao corpo em movimento percorrem distância igual e ao mesmo tempo (Messenger, 1997). Por sua vez, a cinemática angular é responsável pela descrição do movimento em torno de um eixo, sendo que as diferentes partes do corpo percorrem distâncias diferentes, sendo que as unidades de medida são diferentes nestes dois tipos de movimentos (linear e angular) (Sutherland, Kaufman & Moitoza, 1998). Assim, o movimento relativo entre dois corpos rígidos é o princípio aplicado na análise de marcha, sendo que cada segmento corporal é tido como um corpo rígido, e definido por seis quantificadores independentes, três translacionais e três rotacionais (Sutherland, Kaufman & Moitoza, 1998).

A cinética é um ramo da mecânica que faz a análise da causa do movimento, ou seja, descreve o efeito das forças sobre o corpo, as quais atuam e conseqüentemente realizam o movimento, sendo que essas forças podem ser internas ou externas e de uma perspectiva cinesiológica podem ser consideradas de “compressão” ou “tração” (Neumann, 2006). Tal como na cinemática, esta também se pode dividir em cinética linear e cinética

angular. As forças internas resultam da atividade muscular, da força gerada pelo estiramento (ou não-contratilidade) e elasticidade do tecido mole, e pela fricção interna, ou seja, com as forças/torque produzidas pelos músculos envolvidos no recrutamento muscular (Neumann, 2006).

A figura seguinte ilustra o recrutamento muscular do membro inferior durante o ciclo de marcha.

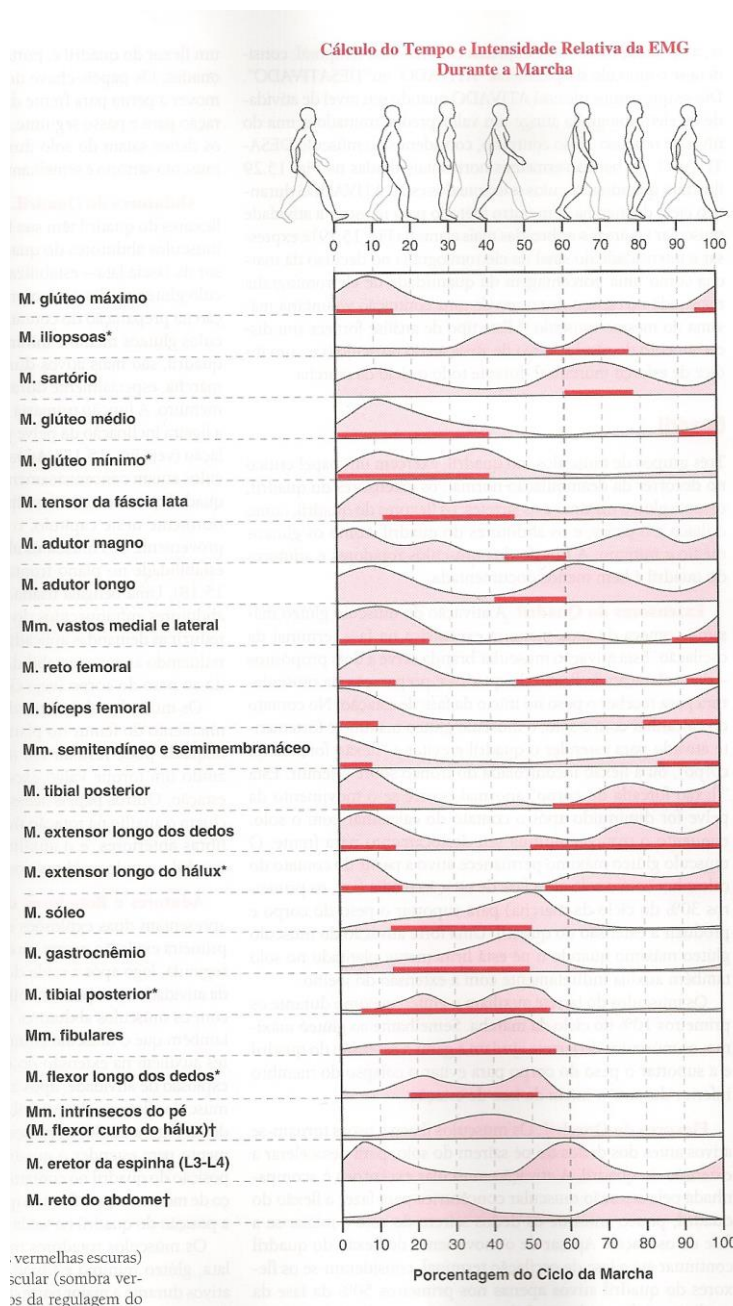


Figura 2 - Recrutamento muscular durante o ciclo de marcha. Adaptado de Neumann (2006).

Relativamente às forças externas, estas são divididas em: força de reação do solo, forças geradas por outras pessoas e cargas externas ou resistência (Trew, 1997).

A força é então descrita por três componentes: magnitude (intensidade da força); direção (sistema de coordenadas) e sentido do deslocamento.

A análise cinética refere que para que haja uma marcha eficiente, é necessária uma passagem suave do centro de massa (Inman, Ralston & Todd, 1998). Para que isto ocorra, os movimentos dos membros inferiores e também dos membros superiores devem apresentar trajetórias normais (Sutherland, Kaufman & Moitoza, 1998).

Para iniciar e manter a atividade muscular é necessário o consumo de oxigénio, sendo que a marcha humana inclui parâmetros tais como a força de reação do solo, a força transmitida através das articulações e a potência transferida entre os segmentos corporais (Meglan & Todd, 1998).

Durante a marcha humana, as mudanças nas forças geradas são feitas pela contração dos músculos esqueléticos, sendo que a força de reação do solo através do contacto com o pé, coincide em direção e magnitude com o centro de massa corporal (Sutherland, Kaufman & Moitoza, 1998). Estas forças de reação corporal são avaliadas com recurso a plataformas de força.

Neste trabalho não iremos abordar questões relacionadas com parâmetros cinéticos da marcha, uma vez que esses não foram alvo de estudo. Iremos sim, explorar parâmetros cinemáticos, especialmente os relacionados com a cinemática linear, nomeadamente os que se relacionam com o deslocamento relativamente ao tempo e espaço – parâmetros espaço-temporais da marcha – e básicos para análise do ciclo da marcha. Estes parâmetros são compostos por:

- Parâmetros espaciais (comprimento do passo, comprimento da passada, largura do passo e ângulo do pé) (Neumann, 2006) e;
- Parâmetros temporais (tempo da passada, tempo do passo, cadência e velocidade) do ciclo da marcha (Neumann, 2006).

Relativamente aos parâmetros espaço-temporais da marcha em indivíduos saudáveis, verifica-se que a duração média de um ciclo de marcha é de 1,03 segundos, os passos por minuto são cerca de 117 (90-120 passos) e a velocidade média de uma marcha confortável é de 2,8 milhas por hora. O comprimento médio da passada é de 70-82 cm e a largura do passo (distância média entre os dois pés) é de 8 cm, com o pé num ângulo de 6,7° (DeLisa, 1998).

Cámara (2011) fez uma recolha de dados de vários estudos referentes aos parâmetros espaço-temporais da marcha, os quais estão condensados nas seguintes tabelas.

Comprimento do Passo (velocidade auto-selecionada)			
Autor	Idade (anos)	Calçado utilizado	Comprimento do passo (m)
Murray (1964)	20-65	Calçado (não específico)	0,78 (0,05)
Sekiya (1997)	25,9 (4,1)	Calçado (não específico)	0,76 (0,12)
Sekiya (1998)	22,4	Calçado (não específico)	0,66 (0,04)
Cutlip (2000)	21-26	Calçado (não específico)	0,75 (0,02)
Della Croce (2001)	24,6 (4,0)	Descalço	0,62 (0,05)
Gill (2003)	22-43	Descalço	0,73 (0,06)
Menz (2003)	22-39	Sapatos Oxford™	0,73 (0,07)
Menz (2004)	22-40	Sapatos Oxford™	0,77 (0,05)
Van Uden (2004)	19-59	Calçado (não específico)	0,77 (0,08)
Cadência do Passo (velocidade auto-selecionada)			
Autor	Idade (anos)	Calçado utilizado	Cadência da passo (passos/min)
Murray (1966)	20-65	Calçado (não específico)	113
Kadaba (1990)	18-40	Descalço	112 (9)
Radin (1991)	27,7	Descalço	113 (6)
Sekiya (1997)	25,9 (4,1)	Calçado (não específico)	108 (9,7)
Sekiya (1998)	22,4	Calçado (não específico)	108,5 (7,6)
Polio (1998)	27,2 (3,6)	Calçado (não específico)	111,4 (8,2)
Cutlip (2000)	22,1	Calçado (não específico)	106,7 – 117,1
Riley (2001)	27 (4,6)	Descalço	108 (5)
Menz (2003)	22-39	Sapatos Oxford™	103,3 (7,3)
Menz (2004)	22-40	Sapatos Oxford™	110,7 (6,9)
Comprimento da passada (velocidade auto-selecionada)			
Autor	Idade (anos)	Calçado utilizado	Comprimento da passada (m)
Murray (1964)	20-65	Calçado (não específico)	1,55-1,58
Murray (1966)	20-65	Calçado (não específico)	1,56 (0,13)
Kadaba (1990)	18-40	Descalço	1,41
Polio (1998)	27,2 (3,6)	Calçado (não específico)	1,46 (0,9)
Mills (2001)	24,9 (0,9)	Calçado (não específico)	1,7
Gill (2003)	22-43	Descalço	1,46 (0,08)
Van Uden (2004)	19-59	Calçado (não específico)	1,55 (0,17)

Tempo de passada (velocidade auto-selecionada)			
Autor	Idade (anos)	Calçado utilizado	Tempo de passada (s)
Bresler (1950)	Não específica	Calçado (não específico)	1,18
Murray (1964)	30-65	Calçado (não específico)	1,08 (0,10)
Murray (1966)	20-65	Calçado (não específico)	1,06 (0,09)
Kadaba (1990)	18-40	Descalço	1,08 (0,08)
Mills (2001)	24,9 (0,9)	Calçado (não específico)	1,18 (0,02)
Gill (2003)	22-43	Descalço	1,06 (0,09)
Van Uden (2004)	19-59	Calçado (não específico)	1,10 (0,06)

Quadro 1- Valores de parâmetros espaciais da marcha – valor absoluto e desvio-padrão. Adaptado de Cámara (2011).

Tempo de Apoio (velocidade auto-selecionada)			
Autor	Idade	Calçado utilizado	Tempo de Apoio (%TP)
Bresler (1950)	Não específica	Calçado (não específico)	62
Murray (1964)	20-65	Calçado (não específico)	60-61
Murray (1966)	20-65	Calçado (não específico)	61
Chao (1983)	19-32	Sapatos	60 (2)
Cairns (1986)	Não específica	Descalço	62
Kadaba (1990)	18-40	Descalço	61,31 (1,11)
Perry (1995)	Não específica	Descalço	62
Blanc (1999)	31-40	Descalço	61,31 (1,11)
Mills (2001)	24,9 (0,9)	Calçado (não específico)	61,3 (0,7)
Gill (2003)	22,2-43,3	Descalço	62 (2,1)
Stacoff (2005)	33,7 (7,9)	Calçado (não específico)	0,61 (0,015) s
Tempo de Apoio Unipodal (velocidade auto-selecionada)			
Autor	Idade	Calçado utilizado	Tempo de apoio unipodal (%TP)
Murray (1964)	20-65	Calçado (não específico)	40
Chao (1983)	19-32	Sapatos	40
Cairns (1986)	Não específica	Descalço	38
Blanc (1999)	31-40	Descalço	38,6 (1,1)
Mills (2001)	24,9 (0,9)	Calçado (não específico)	38,7 (0,7)
Gill (2003)	22,2-43,3	Descalço	38
Tempo de Duplo Apoio (velocidade auto-selecionada)			
Autor	Idade (anos)	Calçado utilizado	Tempo de duplo apoio (%TP)
Murray (1964)	20-65	Calçado (não específico)	10
Murray (1966)	20-65	Calçado (não específico)	11
Chao (1983)	19-32	Sapatos	10,2 (2,6)
Kadaba (1990)	18-40	Descalço	10,2 (1,5)

Gill (2003)	22,2-43,3	Descalço	12
Tempo de Balanço (velocidade auto-selecionada)			
Autor	Idade (anos)	Calçado utilizado	Tempo de Balanço (%TP)
Murray (1964)	20-65	Calçado (não específico)	40
Chao (1983)	19-32	Sapatos	40
Cairns (1986)	Não específica	Descalço	38
Gill (2003)	22,2-43,3	Descalço	38

Legenda: TP – Tempo de passada; demonstrado valor absoluto e desvio-padrão.

Quadro 2 - Valores de parâmetros temporais da marcha. Adaptado de Cámara (2011)

Velocidade da marcha adotada nos diferentes estudos			
Autor	Idade (anos)	Calçado utilizado	Velocidade (m.s⁻¹)
Ralston (1958)	22-51	Não específica	1,23
Murra (1964)	20-65	Calçado (não específico)	1,51 (0,2)
Kadaba (1990)	18-40	Descalço	1,34 (0,22)
Radin (1991)	27,7	Descalço	1,37
Sekiya (1997)	25,9 (4,1)	Calçado (não específico)	1,38 (0,33)
Sekiya (1998)	22,4	Calçado (não específico)	1,2
Polio (1998)	27,2 (3,6)	Calçado (não específico)	1,35 (0,11)
Della Croce (2001)	24,6 (4,0)	Descalço	1,2 (0,14)
Mills (2001)	24,9 (0,9)	Calçado (não específico)	1,41 (0,04)
Riley (2001)	23,9 (4,4)	Descalço	1,19 (0,13)
Riley (2001)	27 (4,6)	Descalço	1,2
Gill (2003)	22,2-43,3	Descalço	1,38
Menz (2003)	22-39	Sapatos Oxford™	1,33 (0,19)
Minetti (2003)	31,8 (8,4)	Calçado (não específico)	1,38
Menz (2004)	22-40	Sapatos Oxford™	1,43 (0,14)
Orendurff (2004)	26,9 (5,7)	Descalço	1,61 (0,22)
Van Uden (2004)	19-59	Calçado (não específico)	1,42 (0,19)
Zilstra (2004)	19-27	Calçado (não específico)	1,45 (0,11)

Quadro 3 - Valores de velocidade da marcha auto-selecionada – valor absoluto e desvio-padrão. Adaptado de Cámara (2011).

Também o estudo de Iosa *et al.* (2013) avaliou os parâmetros espaço-temporais da marcha em indivíduos sem patologias (musculoesqueléticas ou neurológicas), com uma média de idades de 49 ± 19 anos.

Parâmetros espaço-temporais da marcha		
Parâmetro	Média (desvio-padrão)	Coefficiente de variação
Velocidade da Marcha (m/s)	1.14 (0.16)	13.61%
Comprimento do passo (m)	1.29 (0.11)	8.90%
Duração do passo (s)	1.14 (0.10)	8.68%
Fase de apoio (%)	61.81 (2.32)	3.75%
Fase de balanço (%)	38.19 (2.31)	6.04%
Fase de duplo apoio (%)	23.62 (4.64)	19.62%

Quadro 4 - Parâmetros espaço-temporais da marcha em sujeitos sem patologias musculoesqueléticas. Adaptado de Iosa *et al.* (2013)

No entanto, existem alterações ao padrão de marcha normal, passando esta a denominar-se por marcha patológica (DeLisa, 1998; Neumann, 2006), estas são em grande parte das vezes relacionadas ou decorrentes de patologias musculoesqueléticas.

2.3.2. Alterações cinemáticas da marcha devido a patologias musculoesqueléticas - parâmetros de cinemática linear e de cinemática angular da marcha: implicações para a funcionalidade do indivíduo

As disfunções da marcha tornam-se cada vez mais evidentes, especialmente a partir da sétima década de vida (Cofré *et al.*, 2011).

A marcha patológica pode dever-se a duas etiologias: neuromuscular ou musculoesquelética. Os desvios da marcha podem ser um resultado de anomalias estruturais dos ossos, articulações ou tecidos moles, sendo as limitações dos mecanismos

das articulações dos membros inferiores geralmente compensadas pelo aumento do movimento nas articulações acima e abaixo. Geralmente, quando a eficiência do padrão de marcha é reduzida, o gasto de energia é maior. Outras causas para uma marcha patológica incluem as condições neuromusculares e miopáticas ou segmentos com dor no membro inferior (DeLisa, 1998).

A avaliação dos parâmetros da marcha é útil na avaliação das alterações da marcha ou marcha anormal, para quantificar melhorias resultantes da intervenção, ou na previsão de eventos subsequentes, como o envelhecimento ou probabilidade de ocorrência de quedas (Kiss, 2010), nomeadamente, a avaliação dos parâmetros espaço-temporais (Neumann, 2006).

A análise da marcha provou que os parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha são consideravelmente modificados pela OA da anca e do joelho, no plano sagital (Kiss, 2010; Mills *et al.*, 2013).

A osteoartrose da anca caracteriza-se inicialmente por uma diminuição da amplitude de movimento da anca especialmente na rotação interna e na flexão, isto resulta num movimento de compensação exagerado ao nível da coluna lombar e na anca oposta não afetada. Em indivíduos com restrições severas ao nível da anca, existirá uma redução na flexão da anca na fase oscilante e na extensão da anca durante a fase de apoio. Estas restrições serão em parte compensadas por outras articulações, sendo que o padrão da marcha antálgico é o padrão mais comumente visto em indivíduos com dor na anca. Este é caracterizado pelo evitamento da carga no membro inferior afetado e por uma diminuição da fase de apoio nesse mesmo membro, na tentativa de diminuir o stresse mecânico na articulação com dor (DeLisa, 1998).

Adicionalmente, uma inclinação do tronco para o lado da anca afetada na fase de apoio leva a que o CM desça abaixo da articulação e diminua o stresse mecânico na articulação. Isto acontece, pois o ombro do lado afetado é colocado para baixo, elevando-se o ombro oposto e deslocando a pélvis sobre o membro inferior em apoio na fase de apoio. Durante a fase oscilante, a anca é levemente flexionada, rodada externamente e abduzida de forma a relaxar a cápsula articular e os ligamentos para reduzir a tensão na articulação. O contacto do calcanhar tende a ser evitado em indivíduos com dor na anca para prevenir o excesso de carga na articulação (DeLisa, 1998).

A articulação do joelho também é responsável por alterações no padrão de marcha normal. Geralmente, quando existe dor ao nível do joelho, este é mantido levemente fletido durante o ciclo de marcha. Isto é especialmente verdade se existir uma inflamação intra-articular, sendo que uma ligeira flexão reduz a tensão na capsular articular do joelho. A compensação ao nível da flexão do joelho envolve o evitamento do contacto do calcanhar e andar em “pontas dos pés” no membro inferior afetado. Este tipo de marcha antálgica resulta de qualquer condição dolorosa do joelho, incluindo lesões meniscais, fraturas ósseas, infeção, sinovite (DeLisa, 1998).

A articulação da tibiotársica e pé também podem ser fonte de um padrão de marcha antálgico devido a dor relacionada com traumas, condições inflamatórias, osteoartrose entre outras. Assim sendo, haverá uma tentativa de limitar a carga à área afetada. O comprimento da passada estará bastante diminuído e o movimento normal calcanhar-dedo é perdido. Se o problema envolver o antepé, a pessoa terá tendência a evitar a flexão plantar e o *toe off*. Se o problema envolver o tornozelo e o retropé, o indivíduo irá evitar o contacto do calcanhar no contacto inicial e irá andar num padrão “ponta do pé” no lado afetado com compensações no lado não afetado (DeLisa, 1998).

De acordo com os dados acima descritos, as várias articulações do membro inferior, nomeadamente, anca, joelho, tibiotársica e pé, podem ser afetadas, sendo que todas estas contribuem para alterações no ciclo de marcha bastante semelhantes.

As manifestações mais comuns incluem marcha com diminuição da velocidade, passos curtos e aumento da cadência. É sabido que a velocidade da marcha influencia os parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha em pacientes com osteoartrose severa, pelo que a velocidade da marcha é um dado importante quando se medem e estudam os parâmetros da marcha (Kiss, 2010). Estudos demonstraram que, tal como em indivíduos jovens, a velocidade da marcha nas pessoas idosas influencia de forma significativa a variabilidade dos parâmetros espaço-temporais da marcha (Kiss, 2010).

O estudo de Kiss (2010) pretendeu determinar e comparar a variabilidade dos parâmetros espaciais e temporais da marcha em diferentes sujeitos: jovens saudáveis, atuais e antigos atletas profissionais, pacientes submetidos a meniscectomia e ainda pacientes com osteoartrose da anca (Kiss, 2010).

Relativamente aos resultados do estudo podemos verificar que o valor do desvio normalizado em pacientes com artrose bilateral da anca é mais elevado do que em pessoas saudáveis da mesma idade. Um aumento da variabilidade dos parâmetros da marcha temporais e espaciais indicaram um aumento do risco de quedas e um aumento da instabilidade durante a marcha dos indivíduos pertencentes ao grupo de idosos saudáveis e em pacientes com osteoartrose da anca (Kiss, 2010).

Em conclusão, o método de análise de marcha simplificado pode ser utilizado para descrever os parâmetros espaciais e temporais de um alargado número de ciclos de marcha. O ensaio de Kiss (2010) mostrou que o desvio normalizado é independente da dominância lateral em indivíduos saudáveis. Os seus dados demonstraram ainda que a variabilidade dos parâmetros da marcha depende muito da idade, da intensidade de atividades desportivas e das doenças musculoesqueléticas. Pelo que se verifica uma diferença estaticamente significativa nos parâmetros espaço-temporais da marcha, nomeadamente duração da fase de apoio (membro inferior saudável: $17.6\% \pm 0.10$, membro inferior afetado: $22.0\% \pm 0.14$), fase de duplo apoio ($6.7\% \pm 0.03$), cadência (37.0 ± 0.21 passos/minuto) e comprimento do passo (membro inferior saudável: 105.1 ± 0.46 mm, membro inferior afetado: 125.6 ± 0.58 mm). Estes mesmos parâmetros demonstraram diferenças estatisticamente significativas quando comparados com o grupo de indivíduos idosos saudáveis.

O objetivo do estudo de Möckel *et al.* (2003) foi investigar a influência da velocidade da marcha em parâmetros padronizados da marcha e analisar as mudanças resultantes no padrão de marcha funcional em pacientes com osteoartrose unilateral da anca. Relativamente aos parâmetros espaço-temporais da marcha foram avaliados: duração da fase de duplo apoio e de apoio unilateral (%), comprimento dos passos (m) e cadência do passo (passos/min). Este estudo mostra que 8 dos 10 parâmetros medidos mudaram significativamente nas três velocidades de marcha definidas no estudo (0.5m/s, 0.61 m/s e 0.72 m/s) e que a extensão das alterações é mais acentuada em velocidades de marcha mais elevadas (Möckel *et al.*, 2003). O comprimento da passada diminuiu entre os pacientes e os controlos, fazendo com que a cadência tivesse aumentado, bem como a fase de duplo apoio também tenha aumentado, nos participantes com osteoartrose da anca. Na fase de apoio unipodal, verifica-se uma diminuição da duração desta fase quando comparado o membro inferior com osteoartrose com o contralateral (Möckel *et al.*, 2003).

Também o estudo de Meyer *et al.* (2015) revela que os pacientes com osteoartrose da anca foram caracterizados por uma diminuição significativa na velocidade de marcha ($p = 0.0002$), com um aumento significativo do tempo de duplo apoio, e uma redução significativa do comprimento da passada ($p < 0.0001$).

Relativamente às características dos parâmetros espaço-temporais da marcha de participantes com osteoartrose do joelho, Bejek *et al.* (2006a), comparou estes indivíduos com indivíduos saudáveis e encontrou diferenças estatisticamente significativas, entre controlos e pacientes, na cadência (94.5 ± 20.7 vs 97.04 ± 8.1), comprimento do passo (lado A – 999.8 ± 109.5 vs 973.6 ± 80.9 ; lado B: 934.7 ± 110.7 vs 903.1 ± 80.5) e tempo de duplo apoio (20.9 ± 1.9 vs 18.2 ± 1.7) (Bejek *et al.*, 2006a).

Os autores concluíram que as alterações nos parâmetros da marcha podem ocorrer em pacientes com osteoartrose unilateral da articulação do joelho em comparação com os padrões de marcha de indivíduos saudáveis. A degeneração articular do joelho parece ter sido compensada em parte pela pélvis e outras articulações do membro inferior, como a anca. O movimento reduzido do joelho em conjunto com o aumento de movimento pélvico, poderá afetar a mobilidade natural da coluna lombar e causar dor na região lombar da coluna vertebral (Bejek *et al.*, 2006a).

Já o estudo de Astephen *et al.* (2007) pretendeu comparar sujeitos com osteoartrose da anca, joelho e tibio-társica/pé, em diferentes estadios, quer com sujeitos saudáveis. Através deste estudo verificou-se existe uma diminuição da velocidade de marcha entre os três grupos, sendo estas diferenças estatisticamente significativas.

O estudo de Bejek *et al.* (2006b) teve o propósito de comparar o padrão de marcha em sujeitos com osteoartrose unilateral da anca ou joelho, ao padrão de marcha de sujeitos saudáveis. Este estudo demonstra diferenças estatisticamente significativas, sendo que o comprimento do passo está diminuído em indivíduos com osteoartrose da anca e joelho, comparativamente a indivíduos saudáveis o que faz com que a cadência do passo aumente. A fase de balanço diminui entre o lado afetado e não afetado em indivíduos com OA da anca e joelho, sendo que a fase de duplo apoio também segue o mesmo percurso.

2.3.1. As características da marcha normal *versus* marcha com alterações: análise dos parâmetros cinemáticos da marcha em função da presença de patologias musculoesqueléticas

Tendo em linha de conta as diferenças que se verificam entre aquilo que são os parâmetros espaço-temporais da marcha em indivíduos sem patologias e com patologias musculoesqueléticas, cumpre a necessidade de as sumariar e analisar.

Para verificarmos as diferenças nas características da marcha de indivíduos com e sem patologias, coloquemos então em confronto os parâmetros espaço-temporais da marcha.

Para iniciar esta comparação podemos verificar que a velocidade de marcha (auto-selecionada) em indivíduos com osteoartrose é inferior à de indivíduos sem osteoartrose, uma média de 1,14 m/s (Iosa *et al.*, 2013), comparativamente a 1,24 m/s ou 1,35 m/s (osteoartrose de grau moderado ou severo, respetivamente). Desta característica advém que a cadência de passos diminui devido à presença de osteoartrose, sendo de 97.04 passos/minuto, por comparação direta com os 94.5 passos/minuto no estudo de Bejek *et al.* (2006a) e confirmado também por Iosa *et al.* (2013).

Relativamente ao comprimento do passo, também este está diminuído em indivíduos com osteoartrose comparativamente com indivíduos sem osteoartrose, 903.1 mm (lado afetado dos indivíduos com osteoartrose), em comparação com 973.6 (lado não afetado dos indivíduos com osteoartrose), diferença que se acentua ainda mais quando se compara com o comprimento do passo em indivíduos sem patologia – 999.8mm e 934.7mm (Bejek *et al.*, 2006a). Também a fase de duplo apoio está diminuída em indivíduos com patologia (18.2% do ciclo de marcha) em comparação com indivíduos sem patologia (20.9% do ciclo de marcha) (Bejek *et al.*, 2006a). A fase de balanço diminui nos indivíduos com osteoartrose no lado afetado (31.4% do ciclo de marcha) em comparação com o lado não afetado, o qual aumenta (41.5% do ciclo de marcha), sendo que em indivíduos saudáveis varia entre 30.9 e 33.7% do ciclo de marcha (lado não dominante e lado dominante, respetivamente) (Bejek *et al.*, 2006a).

Relativamente ao parâmetro tempo de apoio unilateral, existe uma diminuição do tempo de apoio dos indivíduos com osteoartrose em relação aos indivíduos sem osteoartrose, pelo que em indivíduos com osteoartrose o tempo de apoio no membro

inferior afetado varia entre 28.3 e 31.8% do ciclo de marcha, comparativamente ao lado não afetado, o qual varia entre 34.3 e 35.9% do ciclo de marcha. Nos indivíduos saudáveis, o tempo de apoio varia entre 32.9 e 36.4% do ciclo de marcha, e 32.7 e 36.1% do ciclo de marcha (lado direito e esquerdo, respetivamente), estas diferenças são acentuadas pelo aumento da velocidade de marcha (Möckel *et al.*, 2003).

A revisão sistemática da literatura de Constantinou *et al.* (2014) incluiu 30 artigos, e pretendeu avaliar os parâmetros espaço-temporais de sujeitos com osteoartrose da anca comparativamente a sujeitos saudáveis.

Os resultados encontrados revelam que a velocidade média da marcha no grupo de estudos de sujeitos com osteoartrose da anca era 0,95 m/s, o que era 26% mais baixa do que a do grupo de controlo (1,29 m/s). Seis destes estudos revelam uma redução da velocidade da marcha, a qual é explicada principalmente pela redução no comprimento do passo do membro afetado. Por sua vez, a diminuição do comprimento do passo em sujeitos com osteoartrose da anca parece ser explicada por uma redução no comprimento do passo do lado afetado, embora isto possa ser compensado até certo ponto, por um maior comprimento do passo do membro contralateral em relação aos sujeitos saudáveis, como relatado em alguns estudos. Tal como no padrão de marcha de indivíduos com osteoartrose do joelho e em idosos, dar passos mais curtos mas mais rapidamente parece ser uma estratégia utilizada em pacientes com osteoartrose da anca para alcançarem uma determinada velocidade da marcha (Constantinou *et al.*, 2014).

A velocidade da marcha, os parâmetros temporais, e parâmetros espaciais no plano sagital são todos interrelacionados. O que torna difícil interpretar os resultados da análise para duração da fase de apoio, duração da fase de balanço, duração da fase de duplo apoio e largura do passo em velocidades auto-selecionadas, porque são provavelmente influenciados por diferenças na velocidade da marcha selecionada (Constantinou *et al.*, 2014).

Por exemplo, é possível que a tendência geral para uma diminuição da fase de balanço e aumento da duração da fase de duplo apoio possa ser influenciada, confundindo-se pela velocidade de marcha mais lenta em indivíduos com osteoartrose da anca. Em contraste, os resultados de estudos com 6 velocidades de marcha fixas revelaram evidência consistente para uma menor duração da fase de duplo apoio e maior largura de passo em

indivíduos com osteoartrose da anca comparativamente a indivíduos saudáveis (Constantinou *et al.*, 2014).

Evidência consistente de 6 estudos de assimetria da marcha em sujeitos com osteoartrose da anca identificou uma redução do comprimento do passo e da duração da fase de balanço no membro inferior afetado em comparação com o membro contralateral, em marcha a velocidades fixas (Constantinou *et al.*, 2014).

O tamanho do efeito negativo (superior a 2) para o índice de simetria em 7 estudos, juntamente com a constatação de que o índice de simetria para o grupo de osteoartrose da anca foi mais que o dobro que o dos indivíduos saudáveis, quer no comprimento do passo quer na fase de balanço, fornece mais evidências para a presença de assimetria da marcha em indivíduos com osteoartrose da anca (Constantinou *et al.*, 2014).

Mais se acrescenta ainda, pois a osteoartrose enquanto doença crónica prevalente, implica uma grande redução na qualidade de vida dos indivíduos que dela sofrem (Jayalath, Dassanayake & Dissanayake, 2014).

O estudo de Brandes e colegas (2007) investigou a relação entre a qualidade de vida (avaliada pelo questionário SF-26), e a qualidade da marcha (avaliado através de sistema de análise de movimento com seis câmaras em combinação com duas plataformas de forças) e quantidade da marcha (acelerómetro mediu a marcha e postura durante um dia, e o *Step-Activity-Monitor* e um sensor de aceleração mediu o número de ciclos de marcha em intervalos de 1 minuto durante uma semana) em utentes com osteoartrose unilateral da anca ou joelho, previamente a artroplastia (Brandes *et al.*, 2007).

Relativamente aos parâmetros da marcha avaliados, o estudo teve em conta para os utentes com osteoartrose do joelho ou anca: a velocidade de marcha, largura do passo, comprimento do passo, rotação da anca (amplitude), fase de duplo apoio, fase de apoio unipodal e forças de reação vertical (face ao solo). De forma específica para os utentes com osteoartrose do joelho foram avaliados os seguintes parâmetros: flexão do joelho na fase de apoio e de balanço, amplitude de flexão do joelho, momento de abdução do joelho, momento de abdução máxima do joelho. Relativamente aos utentes com osteoartrose da anca foram avaliados especificamente valores relativos à amplitude de flexão da anca e ao momento de abdução da anca (Brandes *et al.*, 2007).

Correlações relevantes entre a pontuação do SF-36, a qualidade e a quantidade da marcha foram encontradas entre a função física e velocidade da marcha ($r = 0,7$, $p < 0,01$), o funcionamento físico e percentagem de fase de apoio ($r = -0,5$; $p = 0,04$), e a percentagem de locomoção e número de ciclos de marcha ($r = 0,6$; $p = 0,02$) (Brandes *et al.*, 2007).

As correlações entre as categorias do questionário SF-36 e os ciclos de marcha revelaram várias correlações significativas. Utentes com melhores valores na funcionalidade física apresentaram maior percentagem de ciclos de marcha realizados em maior intensidade (31-40, 41-50 ciclos de marcha por minuto, $r = 0,5$, $p = 0,02$). Utentes com melhores valores face à dor demonstram maiores intensidades de absolutas e relativas de ciclos de marcha por minuto (31-40 e 41-50 ciclos de marcha por minuto, $r = 0,6-0,7$, $p < 0,01$). Este fenómeno também foi observado entre o estado geral de saúde (SF-36) e elevadas intensidades absolutas e relativas de ciclos de marcha por minuto (31-40 e 41-50 ciclos de marcha por minuto, $r = 0,5-0,6$, $p < 0,01$) (Brandes *et al.*, 2007).

Daqui depreende-se que existe uma relação positiva entre a qualidade de vida e os parâmetros de marcha quantitativos avaliados, uma vez que, tal como é possível verificar através dos dados atrás apontados, que quanto melhores forem os resultados ao nível dos parâmetros quantitativos da marcha, melhores são os resultados obtidos no questionário SF-36 e nos seus itens. Ou seja, quanto melhores resultados se obtiverem ao nível dos parâmetros quantitativos da marcha, melhores resultados existem ao nível da qualidade de vida dos sujeitos com osteoartrose da anca e/ou joelho.

Por outro lado, à osteoartrose associam-se sintomas característicos, um dos quais a dor, sendo que os pacientes podem adaptar a sua marcha em resposta à dor, deformidade ou laxidão ligamentar das articulações dos membros inferiores. Pacientes com osteoartrose da anca ou do joelho, muitas vezes adotam um tipo de marcha antálgica com a progressão da doença. Se as adaptações da marcha estão principalmente relacionadas com a gravidade da doença, dor, fraqueza muscular, ou limitações no movimento passivo é sabido que estas adaptações que protegem a articulação do joelho ou da anca podem influenciar o movimento de outras articulações dos membros inferiores e coluna lombar (Bejek, Paróczai, Illyés & Kiss, 2006).

A avaliação das alterações da marcha pode ser útil quando ocorrem mecanismos compensatórios durante o desenvolvimento da patologia (Bejek, Paróczai, Illyés & Kiss, 2006).

De acordo com Hulet *et al.* (1996), a redução do comprimento do passo, o aumento do tempo de apoio e o aumento da base de apoio, fazem parte do mecanismo adaptativo para reduzir a dor, em pacientes com osteoartrose da anca, sendo o valor de assimetria aumentado através do aumento da velocidade da marcha (McGibbon & Krebs, 2002).

A cadência, comprimento do passo, base de suporte, tempo da fase de duplo apoio em pacientes com gonartrose mudou significativamente em comparação com indivíduos saudáveis. Estes resultados são semelhantes aos de pacientes com osteoartrose da anca neste estudo (Bejek, Paróczai, Illyés & Kiss, 2006).

Também o estudo de Astephen *et al.* (2008) refere uma diminuição da velocidade de marcha com a progressão da severidade da osteoartrose. A percentagem do tempo de apoio, duração da passada e duração do tempo de apoio aumentaram, com diferenças estatisticamente significativas, à medida que a severidade de osteoartrose progride. O comprimento do passo foi menor no grupo com osteoartrose severa do que no grupo assintomático.

É ainda de ter em conta que a dor apresenta níveis mais altos no grupo com osteoartrose moderada do que no grupo assintomático e mais altos ainda no grupo com osteoartrose severa relativamente ao grupo com osteoartrose moderada (Astephen *et al.*, 2008).

No estudo de de Kruijf *et al.* (2015), é demonstrada a associação entre a dor crónica do membro inferior e as alterações da marcha. Este estudo teve como objetivo investigar a relação entre a dor e a marcha, focando-se na dor relacionada com a osteoartrose, a causa mais comum de dor nas articulações em pessoas idosas (de Kruijf *et al.*, 2015).

A dor nos membros inferiores está associada a uma diminuição do ritmo (passos mais lentos), cadência (passos com comprimento menor), e diminuição da variabilidade (menos variabilidade entre passos) e alteração das fases da marcha (tempo de duplo apoio maior). Estas associações são principalmente influenciadas pela dor no membro inferior, especialmente na anca, e permanecem após a exclusão dos participantes com OA. Além disso, foi perceptível que a dor unilateral se associa a uma maior assimetria da marcha e

diferenças na marcha, tanto no membro inferior com dor como no outro (de Kruijf *et al.*, 2015).

Foi encontrada uma associação entre a dor no membro inferior e a existência de passos lentos e menores, com maior fase de apoio duplo, o que corresponde a achados de estudos anteriores acerca da marcha em indivíduos com OA do joelho (de Kruijf *et al.*, 2015). Neste estudo, estas associações foram especialmente dirigidas para a dor na anca. Curiosamente, as associações permaneceram após a exclusão de participantes com OA radiográfica, sugerindo que eles eram independentes (de Kruijf *et al.*, 2015).

Além disso, a dor unilateral está associada a uma assimetria da marcha e diferenças na marcha entre os dois membros inferiores. A dor unilateral ao nível da anca e pé demonstrou padrões semelhantes de associações, como uma maior assimetria do comprimento do passo, com maior comprimento do passo do lado doloroso em comparação com a perna sem dor (de Kruijf *et al.*, 2015).

Foi encontrado um menor tempo de apoio no membro inferior com dor, muito provavelmente, são mecanismos de compensação para reduzir a carga no lado com dor, através do aumento do comprimento do passo e do aumento do tempo de duplo apoio. A dor unilateral no pé associa-se a uma maior assimetria no comprimento do passo, com maior variabilidade do comprimento do passo no lado com dor (de Kruijf *et al.*, 2015).

Embora seja mais provável que a dor conduz a diferenças na marcha, é também possível que um padrão de marcha alterado provoque dores nas articulações. Assim, as associações podem ser bidirecionais, implicando que as intervenções voltadas para a diminuição da dor podem melhorar o padrão de marcha, e intervenções voltadas para a marcha podem diminuir a dor. No entanto, os autores referem, que neste campo, mais investigações necessitam ser feitas para concluir a direção destas associações (de Kruijf *et al.*, 2015).

2.3.2. Análise da marcha (avaliação clínica/observacional e avaliação em laboratório)

O plano sagital é, provavelmente, o plano onde muito do movimento ocorre, e por isso, também se torna o mais importante na análise da marcha (Vaughan, Davis & O'Connor, 1999).

A análise da marcha permite que seja feita uma avaliação mais credível dos desvios da marcha comparativamente à avaliação visual da marcha, sendo que a análise da marcha é amplamente considerada como uma ferramenta de investigação útil. Contudo, o uso clínico da análise de marcha continua a ser bastante diversificado, ocorrendo especialmente de acordo com as capacidades de avaliação dos profissionais de saúde e dos meios tecnológicos disponíveis (Wren, Gorton Öunpuu & Tucker, 2011). No entanto, continua a existir uma lacuna relativamente à evidência científica que suporte a eficácia clínica da análise de marcha (Wren *et al.*, 2011)

Já desde o início da análise de marcha, especialmente desde o final dos anos 70, que vários cirurgiões ortopédicos e mais tarde, equipas multidisciplinares, onde se incluía o fisioterapeuta, têm-se mostrado preocupadas em fazer com que esta análise de marcha seja feita e traga dados úteis para o planeamento de intervenções em pacientes com alterações da marcha que sofrem de vários tipos de patologias, desde patologias ortopédicas, reumatológicas e neurológicas, tal como refere Whittle (1996) no seu artigo *Clinical gait analysis: A review*. A ilustrar esta ideia/posição o autor refere “A análise da marcha providencia informação necessária para fazer escolhas racionais, que visam a seleção do melhor tratamento para aquela paciente em particular.”. Adicionalmente ao uso direto no planeamento do tratamento, a análise de marcha tem também sido usada para avaliar os *outcomes* de determinadas intervenções/formas de tratamento, bem como na documentação do estado atual do paciente e das alterações na marcha com o passar do tempo, visando sempre a deterioração clínica ou remissão como resultado de um tratamento (Whittle, 1996).

Revisões da literatura mais recentes, como é o caso da desenvolvida por Wren e colegas (2011), revelaram que em geral existe forte evidência que aponta para uma eficácia da análise da marcha ao nível técnico e de diagnóstico. Existe ainda um pequeno grupo de

estudos que aponta a existência de evidência forte no sentido de a análise de marcha modificar as decisões em torno do tratamento.

No entanto, está menos bem estabelecido o efeito da análise de marcha nos *outcomes* dos pacientes. Mais recentemente, vários estudos apontam para que os *outcomes* de marcha e funcionais sejam superiores quando existe uma análise de marcha e o tratamento segue as suas recomendações (Wren *et al.*, 2011).

Relativamente às questões referentes ao custo-benefício e custo-efectividade da análise de marcha, esta revisão sistemática de Wren *et al.* (2011) concluiu que os pacientes que realizaram análise de marcha anteriormente a cirurgias, foram sujeitos a mais cirurgias antes da análise de marcha comparativamente a depois desta ter ocorrido. Esta menor incidência de cirurgias fez com que houvesse uma redução nos custos, sendo que provavelmente a análise de marcha permitiu aos cirurgiões realizar uma cirurgia com vários propósitos.

Já desde a década de 1940 a 1970 existiram relatos esporádicos sobre a aplicação da análise da marcha no planeamento do tratamento para pacientes, contudo estes eram, em grande parte, exemplos de como a tecnologia pode ser usada, provenientes de centros cujo principal interesse assentava em aspetos meramente científicos. A aplicação rotineira da análise de marcha na clínica teve de esperar até que sistemas adequados ficaram disponíveis para uso rotineiro. Uma vez que isso ocorreu, no final dos anos 1970, 4 cirurgiões ortopédicos foram em grande parte responsáveis pela introdução da análise da marcha na avaliação de rotina dos pacientes. Eles foram Jaquelin Perry, David Sutherland e Jim Gage, nos EUA, e Gordon Rose, em Inglaterra (Whittle, 1996).

Rose (1983) sugeriu que o termo “avaliação da marcha” deve ser aplicado a todo o processo de análise da marcha de um paciente e fazer sugestões para tratamento. Em contraste, ele sugeriu que o termo “análise da marcha” deve ser reservado para a avaliação técnica da marcha. Isto incluiria a realização de uma avaliação visual minuciosa da marcha do paciente, tirando medidas objetivas, como a velocidade de caminhada, ângulos articulares, e registros de EMG. Embora esta terminologia não seja universalmente aceite, esta faz uma útil distinção entre o processo de avaliação global e a parte específica que teria normalmente que ter lugar no laboratório de marcha (Whittle, 1996).

A avaliação da marcha pode ser feita em duas ou três dimensões, com métodos diretos (com contato no indivíduo) e indiretos (sem contato) (Johanson, 1998). As medidas de movimento são realizadas com referência aos centros articulares, desta forma, esses movimentos (e não os centros de massa) são os pontos de maior significância cinemática. Um fator relevante que deve ser observado previamente num estudo cinemático é o estágio de maturidade da marcha em que se encontra o indivíduo cuja deambulação será analisada (Biafore, 1991).

Para a avaliação cinemática e cinética da marcha existem variadas formas e equipamentos usados para esta mesma finalidade. Podemos então recorrer a vários métodos cinéticos [plataformas de força, métodos manométricos (palmilhas e plataformas)], e métodos cinemáticos [acelerómetro, goniometria, ultrassom, cinematografia (séries e *frames* fotográficos e, imagens estroboscópicas, imagens da câmara, tambor de imagens traço de luz), métodos optoeletrónicos com marcadores reflexivos auto-iluminados ou rastreamento eletrónico de pontos], e eletromiografia (Möckel *et al.*, 2003).

A tríade de artigos da autoria de D.H. Sutherland, *The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG* (2001), *The evolution of clinical gait analysis Part II Kinematics* (2002) e *The evolution of clinical gait analysis part III – kinetics and energy assessment* (2005), descrevem a evolução dos métodos de avaliação da marcha, tanto em termos cinéticos como cinemáticos.

O método simples para taxação e avaliação da função humana é através da observação visual. O uso do filme, vídeo ou fotografia, capacitam o movimento para ser observado com muitos detalhes, permitem mensurar e manter um registo permanente (Trew, 1997). Este tipo de avaliação é o mais comumente usado na avaliação da marcha em contexto de prática clínica, realizado por um fisioterapeuta.

No entanto, temos vindo a verificar que muito pouco tem sido estudado e escrito sobre a utilidade da análise de marcha na deteção precoce de patologias, sendo que a investigação ainda está muito focada em intervir após a instalação da doença, e menos ainda em atuar para uma deteção precoce da doença.

A título de exemplo, e focando-nos numa doença prevalente, a osteoartrose, verificamos que o objetivo da gestão atual da osteoartrose do joelho ou anca é controlar a

dor e melhorar a função e qualidade de vida relacionada com a saúde (Salaffi, Carotti & Grassi, 2005).

Isto assume uma importância crescente ao nível da saúde pública com um aumento da proporção de pessoas idosas na população (Salaffi, Carotti & Grassi, 2005).

A aplicação da análise da marcha na reabilitação tem sido amplamente estudada e utilizada em vários hospitais e centros de saúde com indivíduos de diferentes idades. A análise da marcha com base em sensores portáteis é uma ferramenta clínica eficaz para o planeamento do tratamento, avaliação de resultados, e estudos longitudinais sobre a manutenção e progresso da condição clínica (Tao *et al.*, 2012).

No campo da artroplastia, os dados clínicos e instrumentais podem ser obtidos através de análise de marcha com base em sensores portáteis. Tais dados podem ser utilizados para avaliar o progresso do paciente antes e depois da artroplastia do joelho ou anca (Tao *et al.*, 2012).

No diagnóstico clínico de pacientes com osteoartrose do joelho, a estimativa do movimento da extremidade inferior permite determinar a gravidade da doença e estabelecer um plano de tratamento e monitorização adequado para os pacientes (Tao *et al.*, 2012).

2.4. Contributo da biomecânica para a análise de alterações da marcha

As patologias musculoesqueléticas, e a osteoartrose em particular, enquanto patologia mais prevalente, são um grupo de patologias que têm inerente a elas uma incapacidade para realizar atividades do quotidiano, e também um prejuízo significativo na qualidade de vida daqueles que delas sofrem, o que faz com que o impacto socioeconómico atribuível a estas seja elevado (Ethgen & Reginster, 2004), quer por custos diretos, quer indiretos.

É por esta soma de motivos, que Hunter & Riordan (2014) reconhecem a osteoartrose como uma das questões atuais mais prementes de saúde pública, sendo que este problema deverá agravar-se consideravelmente no futuro a menos que sejam tomadas medidas para prevenir a doença.

Quando se fala em prevenção, atualmente esta foca-se bastante na prevenção das consequências da doença quando esta está já instalada, ou seja, prevenir a sua evolução e agravamento da sua sintomatologia, incapacidade associada e dependência de terceiros, perda de qualidade de vida, perda de capacidade de trabalho, tendo sempre como pano de fundo os elevados custos sociais e económicos daqui decorrentes. A prevenção tem-se vindo a focar em terapêuticas medicamentosas e programas de exercício para retardar as consequências das patologias musculoesqueléticas, baseadas em indicações médicas e clínicas de *guidelines*, provenientes de organismos como a *National Institute for Health and Care Excellence*, *National Health and Medical Research Council*, a *Australian Acute Musculoskeletal Pain Guidelines Group*. Também as modificações e adaptações dos postos de trabalho e do tipo de trabalho em função das patologias e limitações do trabalhador, como sejam as publicações diversas (em patologias musculoesqueléticas e sectores de atividade laboral) de organismos internacionalmente reconhecidos como o *Centers for Disease Control and Prevention*, mais concretamente o *The National Institute for Occupational Safety and Health* (NIOSH) e a *Occupational Safety and Health Administration* (OSHA).

Para que todas estas intervenções no âmbito da prevenção fossem possíveis, anteriormente houve uma exploração da biomecânica, para que existisse uma compreensão dos mecanismos cinemáticos e cinéticos do movimento humano, e especialmente da marcha, visto ser uma atividade diária indispensável.

Depois de todas estas décadas a desenvolver equipamentos para recolher dados e tecnologia que os analise, foi possível aplicar estes conhecimentos em intervenções com o objetivo de diagnosticar e prevenir as consequências inerentes às patologias musculoesqueléticas.

Desde há alguns anos a esta parte, o uso de tecnologias, e tecnologias da informação e comunicação, tem sido integrado na área da saúde a uma escala mundial, por exemplo, em consultas de telemedicina que visaram dar acesso a cuidados médicos em

regiões desfavorecidas e remotas do planeta, bem como na realização de cirurgias, em programas de promoção e monitorização da saúde, bem como em situações em que é necessária a intervenção de profissionais de saúde de forma urgente, e até mesmo nos sistemas de armazenamento de dados dos utentes (Lewis, Hodge, Gamage & Whittaker, 2012).

A tecnologia tem um sem número de aplicações na área da saúde, sendo uma área em crescente desenvolvimento. Isto adquire uma relevância ainda maior quando se verifica que a utilização de tecnologia e de tecnologia de informação e comunicação no dia a dia cresce exponencialmente a nível mundial, sendo que Portugal também acompanha esta tendência.

No nosso país, cerca de 60% das pessoas com idades entre os 16 e 74 anos utilizam a Internet, sendo que destas, 35% faz este acesso em mobilidade (Instituto Nacional de Estatística, 2012). Estes níveis de utilização representam um crescimento médio anual de 8% no uso de computador e 9% na utilização de Internet, entre 2008 e 2012. Em relação ao computador e à Internet, existe um maior nível de utilização na faixa etária entre os 16 e os 24 anos (Instituto Nacional de Estatística, 2012).

Entre os utilizadores de Internet, 35% usam equipamento portátil¹ para aceder à Internet fora de casa e do local de trabalho, sendo o computador portátil o mais usado neste tipo de acesso (27% dos utilizadores de Internet). Também o chamado equipamento de bolso², é já usado por 21% dos utilizadores para aceder à Internet em mobilidade, aparecendo o telemóvel como o mais utilizado para o efeito. Geralmente, a utilização de equipamento de bolso para navegar na Internet em mobilidade, é sobretudo usado para trocar e-mails (70%), participar em redes sociais (63%), e ainda para ler ou fazer *download* de notícias online, jornais ou revistas (54%) (INE, 2012).

Contudo, a aplicação destas tecnologias de informação e comunicação é feita especialmente pelos adolescentes, dos 10 aos 15 anos, sem registo de diferenças significativas entre homens e mulheres: 98% usam computador, 95% acedem à Internet e 93% utilizam telemóvel (INE, 2012).

¹ Equipamento portátil inclui: computador portátil, telemóvel ou outro equipamento de bolso como computador de bolso, consola de jogos portátil, leitor de áudio digital ou leitor de e- book.

² Equipamento de bolso inclui: telemóvel ou outro equipamento de bolso como computador de bolso, consola de jogos portátil, leitor de áudio digital ou leitor de e-book.

De acordo com o Estudo Barómetro de Telecomunicações da Marktest, no trimestre móvel de maio de 2015, 5.383 milhões de indivíduos utilizam *smartphone*, o que corresponde a 59,4% dos possuidores de telemóvel residentes em Portugal com 10 e mais anos de idade. É mais de metade da população, se forem tidos em conta os números do Censos 2011, que indica um total de 9 milhões e 554 mil indivíduos. (Grupo Marktest, 2015).

A penetração deste equipamento tem crescido sempre, tendo aumentado 83% relativamente ao observado em dezembro de 2012 (Grupo Marktest, 2015), destacando-se os jovens dos 15 aos 24 anos, onde as taxas de utilização crescem acima do valor médio em 55% (Grupo Marktest, 2015).

E a tendência é para continuar. Em 2013, a *International Data Corporation Portugal* contabilizou a venda de 2,19 milhões de *smartphones*. Até ao fim de 2014, a consultora estimou que seriam comercializados 2,54 milhões de aparelhos - mais 12% que em 2013 (Jornal de Notícias, 2014).

Assim sendo, e visto que também a prevenção das consequências inerentes às patologias musculoesqueléticas conta com um número avultado de estudos, estando já bastante desenvolvida na atualidade, por que não retroceder ainda um pouco mais no natural decurso das patologias musculoesqueléticas e osteoarticulares degenerativas, e considerar como o próximo passo na investigação científica nesta área, o uso das tecnologias já existentes para detetar precocemente alterações nos parâmetros biomecânicos da marcha que possam ser indicadores de desenvolvimento de patologias musculoesqueléticas no futuro, ainda antes de existirem sintomas indicadores de patologia?

É tendo em conta esta perspetiva e, focando-se numa deteção de alterações nos indicadores/parâmetros biomecânicos ligados ao aparecimento da patologia, que este trabalho surge. Para já partimos para uma avaliação de parâmetros cinemáticos da marcha, mais concretamente os parâmetros espaço-temporais da marcha, para percebermos se estes (e quais em concreto) são alterados com o decurso da idade em patologias unilaterais do membro inferior. Este será um primeiro passo para que possamos transferir este tipo de conhecimentos e usá-los como base para desenvolvimento de aplicações para *smartphones*, que usando elementos já existentes nos *smartphones*, nomeadamente o acelerómetro e

giroscópio, que recolhem e avaliam o nosso movimento diariamente, sendo capazes de detetar diferenças nos nossos padrões de movimento ao longo do tempo, diferenças essas que estarão ligadas ao desenvolvimento de patologias musculoesqueléticas, e diferenças essas que são detetadas quando ainda só se tratam de alterações predisponentes e não existe qualquer tipo de patologia instalada.

Já neste sentido, ou perspectiva anteriormente descrita, aponta o estudo de Sun, Wang & Banda (2014), o qual usou *iPhones*, que incluem acelerómetro triaxial e giroscópio, para determinar parâmetros da marcha baseados nos dados recolhidos através destes, sem que haja qualquer necessidade de recorrer a sistemas que incluam medições de sensores inerciais, quer sejam eles integrados em fatos ou não. O objetivo deste estudo foi perceber se o *iPhone* (sendo apenas um ponto de recolha e não vários sensores) tem capacidade para recolher dados fidedignos e comparáveis, em diferentes pavimentos, estando colocado em diferentes localizações do corpo e em vários sujeitos. Os resultados obtidos demonstraram que os dados recolhidos pelo *iPhone* podem constituir uma base de dados consistente e fidedigna para a análise de marcha, ainda que mais estudos necessitem ser realizados.

3. METODOLOGIA DO ESTUDO

3.1. Identificação das questões e objetivos em estudo

Existem inúmeros estudos relativos à avaliação da marcha, quer seja na sua vertente mais ligada à cinemática, quer à cinética. Vários também são os estudos que fizeram a análise biomecânica da marcha em determinadas patologias mais prevalentes relacionadas com o envelhecimento, como é o caso da osteoartrose ou da artrite reumatoide.

No entanto, esta capacidade de avaliação biomecânica que se foi desenvolvendo com o progresso da tecnologia nas últimas décadas, tem vindo a ser utilizada para estudar e conhecer os processos e características das patologias musculoesqueléticas – que são as que nos interessam especificamente – entre outras, após o seu aparecimento, e com o intuito de desenvolver técnicas e intervenções para retardar a progressão da doença ou minimizar as incapacidades decorrentes.

Todos estes aspetos têm sido estudados e desenvolvidos, pelo que após o desenvolvimento do conhecimento sobre as patologias e o retardar da sua evolução, existe uma necessidade de modificarmos o paradigma e passarmos a investir na prevenção da ocorrência destas patologias.

Passa a fazer sentido investirmos em usar todos os conhecimentos relativos à análise biomecânica para antevermos a ocorrência, ou a probabilidade de ocorrência de determinada patologia através da análise dos parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha que de antemão sabermos estarem alterados nas patologias musculoesqueléticas e osteoarticulares degenerativas. Tudo isto faz ainda mais sentido quando a longo prazo poderemos colocar este conhecimento ao alcance do cidadão comum, uma vez que qualquer *smartphone* dispõe de tecnologia que permite uma avaliação contínua da marcha e um armazenamento de dados contínuo desde que criada uma aplicação para esse propósito. Aplicação essa que terá também na sua génese os conhecimentos adquiridos e decorrentes deste estudo.

Intermediamente, a aquisição e tratamento destes dados poderá também ser um contributo para que fique mais facilmente ao dispor da prática clínica, avaliações de marcha e de movimento imensamente mais completas e com dados precisos, objetivos e

comparáveis, do que aquelas que são realizadas através de observação direta ou de simples registo de imagem (fotografia ou filme).

Tendo em conta tudo o atrás foi exposto ao longo da Revisão da Literatura, o objetivo deste estudo centrou-se em avaliar o efeito que as variações unilaterais da velocidade de marcha induzem nos seus parâmetros espaço-temporais, em sujeitos sem patologias musculoesqueléticas. Foram escolhidos como parâmetros a avaliar no estudo, os parâmetros espaço-temporais, cadência, tempo de apoio e tempo de balanço, uma vez que, de acordo com a literatura consultada, estes são os mais frequentemente alterados quando existe uma patologia musculoesquelética unilateral, podendo haver uma comparação direta entre o lado afetado e o lado não afetado pela patologia.

A resposta à questão de investigação colocada permitirá perceber qual dos parâmetros espaço-temporais apresentará diferenças estatisticamente significativas em primeiro lugar, nos vários patamares do protocolo de marcha aplicado, conseguindo assim partir para uma primeira hipótese acerca de quais os parâmetros da marcha que estarão primeiramente alterados e que poderão fazer parte do meio para precocemente detetar alterações do padrão de marcha que podem indiciar uma patologia musculoesquelética mais tardiamente.

Em suma, e tendo em conta o anteriormente exposto, será de esperar que alguns dos resultados se verifiquem:

- Existência de diferenças estatisticamente significativas ao nível do parâmetro temporal, cadência do passo, em indivíduos saudáveis, após uma manipulação da velocidade da marcha unilateralmente.
- Existência de diferenças estatisticamente significativas ao nível do parâmetro temporal, tempo de apoio unipodal, em indivíduos saudáveis, após uma manipulação da velocidade da marcha unilateralmente.
- Existência de diferenças estatisticamente significativas ao nível do parâmetro temporal, tempo de balanço, em indivíduos saudáveis, após uma manipulação da velocidade da marcha unilateralmente.

3.2. Tipo de Estudo

Tendo em consideração as questões de investigação e a metodologia de investigação, de acordo com Fortin (2009), foi realizado um estudo quantitativo, observacional, descritivo e transversal. O objetivo do estudo consistiu em estudar os efeitos da manipulação da velocidade da marcha, unilateralmente, numa passadeira instrumentada, ao nível dos parâmetros espaço-temporais da marcha, nomeadamente, cadência, tempo de apoio e tempo de balanço, numa amostra de indivíduos saudáveis.

3.3. Constituição da Amostra

Para testar as hipóteses em estudo selecionou-se uma amostra não probabilística por conveniência, face às características da população e proximidade geográfica da mesma. Assim, a amostra selecionada pertencia à população de estudantes da licenciatura em Fisioterapia da Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal, em maio de 2015.

3.3.1. Critérios de Inclusão e de Exclusão

Os participantes do estudo cumpriram os critérios de inclusão/exclusão definidos de forma a confirmar a indicação para a participação no estudo. Pelo que tiveram que:

- Ter idade igual ou superior a 18 anos;
- Não apresentar qualquer tipo de défice cognitivo ou de compreensão;
- Não sofrer de qualquer tipo de patologias neurológicas ou musculoesqueléticas de origem aguda ou crónica (Bejek, 2006b; Salzman, 2010);
- Ausência de patologia aguda (Salzman, 2010);
- Ausência de patologia cardíaca e/ou respiratória que condicione a capacidade física e impeça ou contra-indique a prática de atividade física (Nha *et al.*, 2013).

3.3.2. Processo de Recrutamento da Amostra

Os participantes foram recrutados para o estudo através das listagens de alunos do curso de Fisioterapia da Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal obtidas junto da divisão académica da mesma. Foram obtidos os endereços de correio eletrónico dos mesmos, e foram contactados por essa mesma via, enviando-se uma mensagem via correio eletrónico para cada um deles solicitando a sua participação neste estudo. Foram enviados e-mails, solicitando-se uma resposta pela mesma via no caso de haver um interesse em participar no estudo. Posteriormente, procedeu-se a uma marcação da data e hora com cada um dos indivíduos que demonstraram interesse em participar no estudo, também através de correio eletrónico.

Numa segunda fase, todos os participantes foram previamente sujeitos à aplicação dos critérios de inclusão e exclusão para confirmar o cumprimento da totalidade dos critérios, de forma a sua elegibilidade para integrar o estudo em questão.

Todos os participantes foram informados acerca dos objetivos do estudo através do provimento e leitura de uma carta explicativa acerca do mesmo (Apêndice A).

3.3.3. Caracterização da Amostra

Os participantes foram caracterizados do ponto de vista sociodemográfico e clínico. Foram recolhidos dados relativos ao género, idade, altura, peso, Índice de Massa Corporal (IMC) e lateralidade, visto serem dados sociodemográficos que parecem demonstrar influência nas características da marcha (Błaszczuk *et al.*, 2011; Pataky *et al.*, 2014).

Relativamente às características sociodemográficas da amostra, o estudo tem um total de 17 participantes, sendo que 12 participantes são do sexo feminino (70,6%) e 5 do sexo masculino (29,4%). A média de idades é de 23 anos ($22,76 \pm 5,66$), sendo a idade mínima de 19 anos e a máxima de 40 anos de idade, e o maior número de participantes se encontra na faixa etária dos 21 anos de idade.

Em relação à dominância manual, dos 17 participantes, 15 são destros (88,2%) e 2 são esquerdinos (11,8%).

Na avaliação do Índice de Massa Corporal (IMC), o valor mínimo é de 18,13 e o máximo de 34,62 com uma média de valores de 22,46 ($\pm 3,81$). Isto significa que a maioria

dos participantes, ou seja, 13 participantes, apresentam um IMC normal (eutrófico) representando 76,5% da amostra. Dois dos participantes apresentam baixo peso (11,8%), 1 participante é pré-obeso (5,9%) e um outro participante apresenta obesidade de grau I (5,9%).

No quadro seguinte encontra-se uma sistematização dos dados previamente descritos:

Caracterização Sociodemográfica e Clínica da Amostra ³	
Género	
Feminino	70,6%
Masculino	29,4%
Idade*	22,76 (5,6)
Dominância Manual	
Destro	88,2%
Esquerdino	11,8%
IMC⁴*	22,46 (3,82)
Baixo peso	11,8%
Eutrofia	76,5%
Pré-obesidade	5,9%
Obesidade, grau I	5,9%
Obesidade, grau II	0,0%
Obesidade mórbida	0,0%

*Valores relativos a média e desvio-padrão.

Quadro 5 - Caracterização sociodemográfica e clínica da amostra

De uma forma geral, a amostra em estudo é maioritariamente do género feminino, dextra, com uma média de idade de 23 anos e um IMC médio de 22,5.

3.4. Considerações Éticas

No caso dos participantes que aceitaram integrar o estudo, estes foram convidados a assinar o consentimento informado (Apêndice C).

Para a investigação clínica é imprescindível que os aspetos éticos a ela associados sejam alvo de valorização e consideração por parte de quem investiga, pelo que o presente

³ Os outputs do *PAWS Statistics* referentes às Características Sociodemográficas e Clínicas da amostra estão integralmente apresentados no Apêndice B.

⁴ Associação Portuguesa de Dietistas (2015). <http://www.apdietistas.pt/nutricao-saude/avalie-o-seu-estado-nutricional/parametros-antropometricos/62-indice-de-massa-corporal>

estudo foi submetido à Comissão Especializada de Ética para a Investigação da Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal.

Todos os procedimentos do estudo, e especialmente, aqueles relacionados com os éticos inerentes ao mesmo foram devidamente explanados neste dossier de submissão.

Foi então dado um parecer favorável pela comissão de ética, o qual confirmou que os aspetos éticos relacionados com a integridade do estudo relativamente às questões éticas relativas ao recrutamento dos participantes e à adoção de medidas para preservação dos seus direitos de confidencialidade.

No respeitante ao cumprimento de todos os aspetos éticos, foi construído um documento explicativo do estudo e o consentimento informado. Foi explicado o objetivo do estudo e os procedimentos a realizar, e fornecido um documento explicativo com essas mesmas informações, o qual continha informações referentes ao objetivo do estudo, bem como aos procedimentos de recolha dos dados, sublinhando a possibilidade de decidir participar ou não, bem como da hipótese de desistência do estudo a qualquer momento, sem qualquer tipo de prejuízo para o participante.

Após todas e quaisquer dúvidas de cada participante terem sido esclarecidas, e tendo este demonstrado a sua intenção em participar, esta intenção foi formalizada através da assinatura do consentimento informado. Foi também garantido, quer por escrito, quer oralmente que existe uma confidencialidade e anonimato dos dados recolhidos e que nenhum dos dados dos participantes serão discutidos de forma individualizada ou revelada a sua identidade. Por este motivo, foi dado um código⁵ a cada participante do estudo com base na ordem de inscrição, tendo apenas o investigador principal acesso a esta sequência.

3.5. Instrumentos de Medida/Recolha de Dados

Tendo em conta o objetivo do estudo, o tipo de dados que pretendemos recolher e as variáveis em estudo, é necessária a utilização de um sistema ambulatorio de análise de marcha, bem como uma passadeira instrumentada.

⁵ Os códigos foram atribuídos no formato *Suj1, Suj2,*

Anteriormente à recolha de dados foi feito um treino de competências, visando capacitar o investigador principal para a realização de todo o processo de recolha de dados de forma totalmente autónoma e garantindo a qualidade da recolha de dados.

Este treino de competências permitiu o conhecimento e desenvolvimento de competências na utilização de sistema ambulatório de recolha de movimento, bem como os pressupostos biomecânicos por detrás do funcionamento deste. Para utilização deste sistema ambulatório de recolha de movimento foi fundamental a capacitação para proceder à instrumentação dos participantes, ou seja, a colocação (e posterior remoção) de todos os sensores no participante, para posterior recolha dos dados da sua marcha, bem como a calibração da postura do *avatar* no *software* que fez a gravação/recolha dos dados cinemáticos tridimensionais durante todo o protocolo de marcha. Esta calibração foi feita no início do protocolo de avaliação de cada participante, sendo avaliadas as medidas de orientação da posição, e utilizadas para estimar a direção do indivíduo face aos restantes sensores. Estas medidas são usadas para todo o processo de recolha de dados.

Foi ainda necessária a aquisição de competências para utilização da passadeira instrumentada, pelo que houve necessidade de desenvolver também o conhecimento e competências que permitissem a utilização de um programa desenvolvido para o controlo automático da passadeira instrumentada, através da linguagem de programação C++ e Python, para controlo remoto da passadeira instrumentada através de uma ligação TCP/IP.

3.5.1. Sistema ambulatório de recolha de movimento e tratamento de dados recolhidos

O sistema ambulatório de análise de marcha utilizado foi o Xsens MVN® (Xsens Co., Enschede, Netherlands).

O uso de sensores inerciais tem-se tornado uma prática comum em aplicações para avaliação do movimento humano. Vantagens únicas advêm da utilização destes sensores, quando comparados, por exemplo, com sistemas de varrimento visual, incluindo imunidade a oclusões e troca das marcas, tendo um custo-eficácia muito elevado na monitorização, medição de ângulos bastante precisa e suave, e flexibilidade de uso devido à ausência de qualquer infraestrutura necessário (Bellusci, 2010).

O Xsens® MVN é composto por 17 módulos de sensores inerciais (*inertial measurement unit*) - sensores MTx com dois Masters Xbus (fontes de alimentação) (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2013). O MTx é uma unidade de medida inercial e magnética, a qual possui giroscópios 3D, acelerómetros 3D e magnetómetros 3D. Os módulos de sensores são conectados em cadeia e ligados aos Xbus Masters, o que significa que há apenas um cabo para cada membro (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2013). Um filtro de Kalman é implementado para se obter uma orientação fiável (Abyarjoo *et al.*, s.d.). O Xbus Master sincroniza toda a informação dos vários sensores, fornece energia aos sensores e lida com a transferência de informações através de um sistema *wireless*, para um computador portátil. Os módulos de sensores são colocados nos pés, pernas, coxas, pélvis, ombros, esterno, cabeça, braços, antebraços e mãos (Anexo 1) através de fitas de velcro incorporadas.

O sistema de captura de movimento MVN é totalmente passível de usar em ambulatório. O sistema é único na sua abordagem, ao fazer uma estimativa da orientação de cada segmento do corpo e das alterações de posição por integração dos sinais do giroscópio e acelerómetro que são continuamente atualizados através de um modelo biomecânico do corpo humano. Isto permite a continua avaliação de movimento dinâmico. Para ultrapassar as limitações do modelo, nomeadamente, o facto de os segmentos serem conectados por articulações, a cinemática dos segmentos corporais é corrigida pelos efeitos de movimentos de deslize e outros erros. O sistema funciona em tempo real com uma taxa de atualização máxima de 120 Hz. Com o software MVN Studio, o utilizador pode facilmente observar, registar e exportar os movimentos em 3D (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2009).

As marcas usadas para criar o modelo biomecânico do Xsens são baseadas em estudos que possibilitaram a definição da posição em 3D de cada uma das eminências ósseas articulares, umas em relação às outras (de Leva, 1996).

O modelo biomecânico é composto por 23 segmentos: pelve, L5, L3, T12, T8, pescoço, cabeça, ombros, braços, antebraços, mãos, coxas, pernas, pés e dedos. Para os segmentos em que não existe nenhum sensor, a cinemática é estimada com base no modelo biomecânico, incorporando parâmetros de rigidez entre os segmentos de ligação (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2013).

Os artefatos de pele e tecidos moles podem influenciar as medições dos sensores, devido à contração dos músculos (ativo) e também devido ao movimento na pele (passivo). Como resultado, existem mudanças na posição ou orientação dos segmentos em torno de uma articulação. Estes artefatos são reduzidos tendo em conta que dois segmentos são conectados, mas com uma incerteza estatística associada (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2013).

Os sinais dos sensores e o modelo biomecânico podem ser incorporados num esquema de fusão de sensores, havendo uma fase de predição e correção. Na fase de previsão, todos os sinais emitidos pelo sensor são processados pelos algoritmos do sistema de navegação inercial. Seguidamente existe uma previsão cinemática do segmento utilizando usando um sensor conhecido para alinhamento do corpo e do modelo biomecânico do corpo. Contudo, ao longo do tempo, a integração dos dados do sensor leva a erros, devido à presença de ruído do sensor, desvio do sinal do sensor ou erros de orientação do mesmo. Para fazer uma correção da orientação, velocidade e posição, o esquema de fusão de sensores mantém uma atualização contínua das estimativas. Posteriormente, a fase de correção inclui atualizações baseando-se nas características biomecânicas do corpo humano, especialmente as relativas às articulações, pontos de contacto do corpo com o ambiente externo, o qual constitui a posição global e velocidade, e ainda opcionalmente, outros sensores. Dados sinemáticos são devolvidos ao algoritmo do sistema de navegação inercial e ao segmento cinemático para serem utilizados no *frame* seguinte (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2013).

Para que haja uma tradução daquilo que são os segmentos cinemáticos de forma global, os sensores cinemáticos devem ser sujeitos a uma calibração, em que a orientação do sensor face ao segmento do corpo e as distâncias relativas entre as articulações são determinadas (Roetenberg, Luinge & Per Slycke, 2013). Para realizar este processo, vários métodos são usados e combinados. Primeiro, é pedido ao sujeito para ficar em pé com os braços abertos (T-pose) ou com os braços ligeiramente afastados do corpo (N-pose) (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2009). Numa segunda fase, é pedido para fazer um determinado movimento, o qual se assume corresponder a um certo eixo. A orientação e velocidade angular são usadas para encontrar a orientação do sensor relativamente aos eixos funcionais do segmento (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2013).

As posições iniciais estimadas das articulações são obtidas através da medição de determinadas dimensões do corpo: altura, envergadura e tamanho do pé. Para a realização

de uma escala do sujeito, a estas medições podem ser adicionadas outras medidas anatómicas, sendo que com esta informação o modelo é ajustado. Estas dimensões referidas são: grande trocânter, epicôndilo lateral do osso femural, maléolo externo, espinha ilíaca antero-superior e acrômio (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2013). Como passo final na calibração, o sensor para alinhamento do segmento e comprimento do segmento pode ser re-estimado pelo uso de conhecimento prévio sobre a distância entre dois pontos numa cadeia cinemática (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2013). Por exemplo, quando o sujeito tem as mãos juntas enquanto as move, a distância entre a palma direita e esquerda é zero, em cada pose. Esta cadeia cinemática fechada irá contribuir para melhorar os valores de calibração (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2013).

O sistema de navegação inercial cinemático é transferido para cinemática corporal usando um modelo biomecânico o qual assume que o corpo do sujeito inclui segmentos corporais ligados por articulações e que os sensores estão conectados aos segmentos corporais (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2013).

Para que possam ser recolhidos dados dos segmentos corporais com seis graus de liberdade com uso de sensores inerciais, a orientação e posição de cada segmento corporal pode ser estimada pela integração de dados do giroscópio ou pela dupla integração de dados do acelerómetro a cada instante (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2013).

A origem articular é determinada pelos frames anatómicos e são definidas em termos de eixos funcionais pelas direções X, Y e Z, relacionadas com movimentos funcionais. Por exemplo, a flexão / extensão do joelho é descrita pela rotação em torno do eixo- ${}^B Y$ da perna em relação à coxa; a abdução / adução é descrita pela rotação em torno do eixo- ${}^B X$; e rotação externa/interna é descrita pelo eixo- ${}^B Z$ (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2013).

Quando a posição da origem articular, a orientação, e o comprimento do segmento são conhecidos, a posição de um ponto no referencial global pode ser calculada (assumindo um segmento rígido) (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2013).

O estudo de Zhang *et al.* (2013) teve como objetivo este sistema de sensores de captura de movimento com base inercial comercialmente disponível, Xsens® MVN

BIOMECH utilizando seus protocolos nativos, comparativamente a um sistema de captura de movimento baseado em câmaras (Optotrak®) para a medição da cinemática angular. Três ângulos articulares dimensionais dos membros inferiores foram determinados em dez indivíduos saudáveis, enquanto eles realizaram três atividades diárias: marcha, subir escadas e descer escadas. Em todas as três condições, o sistema Xsens determinada com maior precisão o ângulo articular flexão/extensão (coeficiente de correlação múltipla > 0,96) em todas as articulações. As medições dos ângulos associados aos outros dois eixos teve menor correlação, provavelmente devido a diferenças na definição das estruturas anatómicas dos segmentos, utilizadas pelos sistemas Xsens® MVN e Optotrak®.

Isto significa que o Xsens® MVN apresenta boas propriedades psicométricas relativamente à avaliação de movimento ocorrido no plano sagital, o qual é o plano mais estudado neste trabalho.

Nesta recolha foi usado o sistema ambulatório de recolha de movimento Xsens® MVN, o qual proporciona a captura de movimento de todo o corpo humano, com uma boa relação custo-eficiência. O sistema MVN não precisa de câmaras, emissores ou marcadores externos. Assim, pode ser usado dentro e fora do laboratório, não havendo restrições para iluminação, e não sofrendo problemas de oclusão ou marcadores em falta.

3.5.2. Passadeira instrumentada com plataformas de forças

A passadeira instrumentada com plataformas de forças Bertec® (Bertec Co., Columbus, OH, USA), utilizada neste estudo, possui duas cintas (passadeiras) e tem capacidade para medir forças, possuindo duas plataformas de forças debaixo das cintas. A passadeira instrumentada Bertec® possibilita um controlo total das duas cintas, incluindo a velocidade individual de cada uma das cintas bem como a direção do deslocamento. A passadeira instrumentada possui protocolos de marcha pré-definidos mas também aceita que o utilizador crie os seus próprios protocolos (Edginton, s. d.).

O facto de possuir estas duas passadeiras fez com que fosse possível colocar cada uma das cintas a velocidades diferentes e, consequentemente, cada um dos membros inferiores.

3.6. Procedimentos Experimentais

Os dados foram recolhidos numa única fase, através do sistema ambulatório de análise de marcha Xsens® MVN, e com o uso de passadeira instrumentada. Anteriormente a esta foram recolhidos os dados para caracterização sociodemográfica e clínica da amostra.

Para cada um dos participantes, foi feita a instrumentação com o uso do Xsens, através da colocação dos 17 sensores inerciais, e feitas as ligações entre estes e a fonte de alimentação. Posteriormente, realizou-se a medição de determinadas distâncias entre eminências ósseas, e entre eminências ósseas e os sensores inerciais (Anexo 2). Estas medições servem para “adaptar” o modelo biomecânico do Xsens® MVN às medidas do sujeito e obter uma localização e relação entre sensores mais precisa.

Estes dados foram introduzidos no software de recolha de dados e feita a calibração do *avatar* com base na postura designada *N-Pose* pelo próprio *software*.

O participante deslocou-se até à passadeira instrumentada e foi colocado em marcha primeiramente o protocolo simétrico de marcha e, posteriormente, o protocolo assimétrico. Foi feita uma recolha/captura dos dados relativos ao movimento (marcha) através dos 17 sensores inerciais do Xsens® MVN para cada um destes protocolos de marcha.

Posteriormente às recolhas no laboratório, através do sistema de recolha de dados do Xsens, foram exportadas as coordenadas dos segmentos corporais (com 6 graus de liberdade cinemáticos), face a marcas anatómicas previamente criadas através da definição do modelo biomecânico do Xsens. Estas coordenadas foram depois exportadas para o *software Visual3D*. Este mesmo *software Visual3D*, permite a realização de análise biomecânica e modelação, sendo usado para fins de pesquisa no âmbito clínico e desportivo. Com os dados recolhidos pelo Xsens® MVN, o *Visual3D* permite manipular estes dados ao máximo, com maior liberdade face ao que seria possível apenas com o sistema de análise de dados do Xsens® MVN. Assim, após a criação de um modelo esquelético anatómico, permite o processamento e análise de dados, neste caso de marcha, com seis graus de liberdade (C-Motion, 2013). Através da criação de comandos (*pipeline*) específicos para o propósito podemos escolher quais os parâmetros que pretendemos avaliar, neste caso parâmetros cinemáticos da marcha, nomeadamente a cadência, tempo de apoio e tempo de balanço.

Posteriormente, estes mesmos dados foram exportados para uma folha do Microsoft Excel. A partir desta folha de Excel foram transferidos para *PAWS Statistics* para aplicação dos testes estatísticos definidos no estudo.

3.6.1. Protocolo de Avaliação Simétrico

O protocolo na passarela instrumentada foi dividido em duas fases distintas: protocolo simétrico e protocolo assimétrico.

Esta fase do protocolo pretendeu também contornar o facto de muitos dos participantes poderem ter um contacto reduzido ou nulo com o uso de passarela, sendo este um fator que poderá influenciar a sua marcha e, consequentemente, os dados recolhidos. Contudo, após cerca de 1 a 3 minutos, a maioria dos sujeitos reporta sentir-se confortável na sua utilização, sendo a sua marcha, avaliada por observação, similar à marcha no solo (White *et al.*, 1998), tendo sido estabelecido um protocolo simétrico para contornar este aspeto influenciador dos dados. Ao mesmo tempo, a construção deste protocolo baseou-se nas mudanças na velocidade da marcha adoptadas por sujeitos sem patologias musculoesqueléticas, em função da idade (envelhecimento) apenas, baseando-nos em estudos dos autores Oberg, Karsznia & Oberg (1993), os quais referem que a magnitude de redução da velocidade da marcha em função da idade varia entre 0.1% e 0.7%, por ano, e apresenta valores médios de velocidade da marcha entre o 10 e 79 anos de idade.

Protocolo Simétrico	
Patamares	Tempo de duração e velocidade instantânea
1	5 segundos com a plataforma parada;
2	10 segundos com uma velocidade de 0.5 m/s;
3	10 segundos com uma velocidade de 1.0 m/s;
4	10 segundos com uma velocidade de 1.204 m/s;
5	10 segundos com uma velocidade de 1.295 m/s;
6	10 segundos com uma velocidade de 1.234 m/s;

7	10 segundos com uma velocidade de 1.300 m/s;
8	10 segundos com uma velocidade de 1.287 m/s;
9	10 segundos com uma velocidade de 1.178 m/s;
10	10 segundos com uma velocidade de 1.217 m/s;
11	10 segundos com uma velocidade de 1.147 m/s;
12	10 segundos com uma velocidade de 1.000 m/s;
13	10 segundos com uma velocidade de 0.500 m/s;
14	10 segundos com uma velocidade de 0.000 m/s.

Quadro 6 – Protocolo Simétrico.

Protocolo Assimétrico:

De acordo com Constantinou e colegas (2014), a velocidade média da marcha no grupo de estudos de sujeitos com osteoartrose da anca era 0,95 m/s, o que era 26% mais baixa do que a do grupo de controlo (1,29 m/s), o que vai ao encontro do preconizado na construção do protocolo de marcha assimétrico.

Este protocolo pretendeu simular as alterações de marcha que ocorrem em sujeitos com osteoartrose unilateral, através da manipulação da velocidade de marcha de um dos membros inferiores, de acordo com os dados característicos de velocidade de marcha encontrados por Brandes *et al.* (2008), em sujeitos com osteoartrose unilateral. Este protocolo pretende simular essas alterações da velocidade da marcha ao longo da vida, havendo uma patologia musculoesquelética unilateral.

Assim sendo, neste protocolo existe uma assimetria entre o tapete esquerdo e direito. A assimetria é efetuada de forma aleatória para o tapete esquerdo ou direito, pelo que é gerado um ficheiro LOG que regista qual dos tapetes fica com a assimetria, ou seja, um dos tapetes regista uma diminuição de velocidade e outro é mantido a 1.0 m/s.

Relativamente ao lado que mantém uma velocidade constante, 1.0 m/s, esta velocidade foi selecionada de acordo com o referido na literatura com sendo o valor médio de velocidade de marcha que o grupo etário que apresenta maior prevalência de condições

musculoesqueléticas, sendo que a média de idade do diagnóstico mais precoce encontrada foi de 55 anos (Losina, Weinstein, Reichmann, Burbine, Solomon, Daigle *et al.*, 2013).

A desaceleração, no lado assimétrico, entre as etapas 3 e 27 foi constante e tomou o valor de 0.1 m/s^2 . O patamar que regista maior assimetria (patamar 28), tem na sua velocidade a correspondência ao nível de assimetria mais precoce, encontrado no diagnóstico da osteoartrose, o qual varia entre o mínimo de 0.002 m/s e no máximo de $0,432 \text{ m/s}$ (Brandes *et al.*, 2007).

Protocolo Assimétrico	
Patamares	Tempo de duração e velocidade instantânea
1	5 segundos com a plataforma parada nos dois tapetes;
2	10 segundos com uma velocidade de 5 m/s nos dois tapetes;
3	30 segundos com uma velocidade de 1.0 m/s nos dois tapetes;
4	10 segundos com o tapete assimétrico com uma velocidade de 0.99 m/s ; ⁶
5	10 segundos com o tapete assimétrico com uma velocidade de 0.98 m/s ;
6	10 segundos com o tapete assimétrico com uma velocidade de 0.97 m/s ;
7	10 segundos com o tapete assimétrico com uma velocidade de 0.96 m/s ;
8	10 segundos com o tapete assimétrico com uma velocidade de 0.95 m/s ;
9	10 segundos com o tapete assimétrico com uma velocidade de 0.94 m/s ;
10	10 segundos com o tapete assimétrico com uma velocidade de 0.93 m/s ;
11	10 segundos com o tapete assimétrico com uma velocidade de 0.92 m/s ;
12	10 segundos com o tapete assimétrico com uma velocidade de 0.91 m/s ;
13	10 segundos com o tapete assimétrico com uma velocidade de 0.90 m/s ;
14	10 segundos com o tapete assimétrico com uma velocidade de 0.89 m/s ;
15	10 segundos com o tapete assimétrico com uma velocidade de 0.88 m/s ;
16	10 segundos com o tapete assimétrico com uma velocidade de 0.87 m/s ;
17	10 segundos com o tapete assimétrico com uma velocidade de 0.86 m/s ;
18	10 segundos com o tapete assimétrico com uma velocidade de 0.85 m/s ;
19	10 segundos com o tapete assimétrico com uma velocidade de 0.84 m/s ;
20	10 segundos com o tapete assimétrico com uma velocidade de 0.83 m/s ;

⁶ Início da assimetria: considere-se que nas próximas linhas a velocidade descrita é apenas referente a um dos lados da passarela automaticamente selecionado no início do script como supra-referido;

21	10 segundos com o tapete assimétrico com uma velocidade de 0.82 m/s;
22	10 segundos com o tapete assimétrico com uma velocidade de 0.81 m/s;
23	10 segundos com o tapete assimétrico com uma velocidade de 0.80 m/s;
24	10 segundos com o tapete assimétrico com uma velocidade de 0.79 m/s;
25	10 segundos com o tapete assimétrico com uma velocidade de 0.78 m/s;
26	10 segundos com o tapete assimétrico com uma velocidade de 0.77 m/s;
27	10 segundos com o tapete assimétrico com uma velocidade de 0.76 m/s;
28	10 segundos com os dois tapetes a 0.5 m/s;
29	Os tapetes regressam a 0.0 m/s.

Quadro 7 – Protocolo Assimétrico

3.7. Análise dos Dados

A análise dos dados foi obtida através da análise das características sociodemográficas e clínicas da amostra, conseguidas através do questionário de caracterização sociodemográfica e clínica da amostra, e pela análise das variáveis em estudo (cadência do passo, tempo de apoio unipodal e tempo de balanço), obtidas através da avaliação da marcha na passadeira instrumentada.

As características sociodemográficas foram analisadas com recurso estatística descritiva, nomeadamente recorrendo a medidas de tendência central e dispersão (Maroco, 2010). Primeiramente a análise dos dados iniciou-se com a classificação das variáveis, a qual foi consensual, sendo que se tratam de variáveis de medida escalar (Maroco, 2010).

Tendo em conta que a amostra era inferior a 30, isto significa que não é possível assumir que a média da amostra tenderá, teoricamente, a aproximar-se da média populacional para uma dada característica (Fortin, 2009; Maroco, 2010). Assim, começou-se por averiguar a normalidade da distribuição das variáveis através do teste não paramétrico de aderência Shapiro-Wilk, pois a amostra é inferior a 30 (Maroco, 2010).

De acordo com os resultados obtidos, e para avaliar os efeitos nas alterações da velocidade da marcha (num dos membros inferiores) nos parâmetros cinemáticos de marcha avaliados, recorreremos ao Teste de Wilcoxon-Mann-Whitney para amostras emparelhadas.

O software utilizado para a análise estatística com $\alpha= 0.05$ foi o *PAWS Statistics* (v. 22.0.0.0, SPSS Inc, Chicago, Illinois).

4. APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

Inicialmente será feita a apresentação e caracterização dos resultados obtidos relativamente aos parâmetros cinemáticos da marcha em questão (cadência do passo, tempo de apoio e tempo de balanço). Iremos proceder a uma análise descritiva destes mesmos aspetos anteriormente referidos e em seguida será realizada uma análise inferencial dos dados recolhidos, de acordo com os testes de hipóteses referidos no capítulo precedente.

4.1. Apresentação e análise inferencial das variáveis em estudo

Será agora feito o estudo inferencial das variáveis cadência do passo, tempo de apoio e tempo de balanço. O objetivo desta análise inferencial é verificar a existência, ou não, de diferenças entre os dois membros inferiores, em cada uma das variáveis, em cada patamar do protocolo.

4.1.1. Normalidade de distribuição das variáveis em estudo

Para recorrer a testes estatísticos paramétricos, primeiramente foi necessário averiguar, para cada uma das variáveis, a sua normalidade de distribuição através do teste Shapiro-Wilk ($n < 30$), tendo em conta as hipóteses – $H_0: x = N(\mu; \sigma)$ / $H_1: x \neq N(\mu; \sigma)$, sendo os resultados apresentados no quadro seguinte.

Normalidade das Variáveis ⁷		
Cadência do Passo	Estatística de Teste	0,260
	<i>p- value</i>	< 0,001
Tempo de Apoio	Estatística de Teste	0,396
	<i>p- value</i>	< 0,001
Tempo de Balanço	Estatística de Teste	0,387
	<i>p- value</i>	< 0,001

Quadro 8 - Resultados do teste de normalidade Shapiro-Wilk das variáveis Cadência do Passo, Tempo de Apoio e Tempo de Balanço

⁷ Os outputs do *PAWS Statistics* referentes à normalidade da distribuição da amostra estão integralmente apresentados no Apêndice D.

De acordo com os dados apresentados anteriormente, nenhuma das variáveis apresenta distribuição normal, sendo que $p < 0.001$ ($\leq \alpha$) para uma estatística de teste de 0.260, 0.396 e 0.387, respetivamente. Assim sendo, nenhuma das variáveis reúne pressupostos relacionados com a aplicação de um teste estatístico paramétrico, sendo necessário recorrer a testes estatísticos não paramétricos (Maroco, 2010).

4.1.2. Testes estatísticos para análise estatística inferencial das variáveis em estudo

Cadência do Passo

Relativamente ao primeiro parâmetro espaço-temporal estudado, a cadência do passo, pretende estudar as diferenças ao nível deste, em função da alteração da velocidade de marcha unilateralmente. Para tal foi utilizado o teste estatístico Wilcoxon-Mann-Whitney, o qual é um teste não paramétrico, que pretende comparar as funções de distribuição de uma variável de duas amostras independentes, em que a variável em estudo é pelo menos ordinal (Maroco, 2010).

Para identificar que pares de medianas diferem estatisticamente entre si, foi feita uma comparação variável a variável, de acordo com as hipóteses seguidamente apresentadas: $H_0: F(X_1) = F(X_2)$ vs. $H_1: F(X_1) \neq F(X_2)$, com $p < 0.05$. Os resultados para a variável cadência do passo estão no quadro seguinte (é de notar que os patamares 1 e 29 não são alvo de análise estatística, uma vez que a sua velocidade instantânea é de 0 m/s).

Cadência do Passo ⁸					
Patamar 2	Estatística de Teste	U = 122,000 Z = -,846	Patamar 15	Estatística de Teste	U = 72,000 Z = ,000
	p-value	,397		p-value	1,000
Patamar 3	Estatística de Teste	U = 119,000 Z = -,908	Patamar 16	Estatística de Teste	U = 71,000 Z = -,076
	p-value	,366		p-value	,784

⁸ Os outputs do *PAWS Statistics* referentes à variável cadência do passo estão integralmente apresentados no Apêndice E.

Patamar 4	Estatística de Teste	U = 110,500 Z = -1,414	Patamar 16	Estatística de Teste	U = 71,000 Z = -,076
	<i>p</i> -value	,282		<i>p</i> -value	,784
Patamar 5	Estatística de Teste	U = 127,500 Z = -,687	Patamar 17	Estatística de Teste	U = 60,500 Z = ,000
	<i>p</i> -value	,728		<i>p</i> -value	1,000
Patamar 6	Estatística de Teste	U = 117,000 Z = -,473	Patamar 18	Estatística de Teste	U = 51,000 Z = -,798
	<i>p</i> -value	,722		<i>p</i> -value	,696
Patamar 7	Estatística de Teste	U = 83,500 Z = -,812	Patamar 19	Estatística de Teste	U = 56,000 Z = -,403
	<i>p</i> -value	,359		<i>p</i> -value	1,000
Patamar 8	Estatística de Teste	U = 82,500 Z = -,120	Patamar 20	Estatística de Teste	U = 44,000 Z = -1,261
	<i>p</i> -value	1,000		<i>p</i> -value	,287
Patamar 9	Estatística de Teste	U = 73,500 Z = -,700	Patamar 21	Estatística de Teste	U = 50,000 Z = ,000
	<i>p</i> -value	,705		<i>p</i> -value	1,000
Patamar 10	Estatística de Teste	U = 79,500 Z = -,331	Patamar 22	Estatística de Teste	U = 45,500 Z = -,449
	<i>p</i> -value	1,000		<i>p</i> -value	,837
Patamar 11	Estatística de Teste	U = 72,500 Z = -,836	Patamar 23	Estatística de Teste	U = 41,000 Z = -,844
	<i>p</i> -value	,496		<i>p</i> -value	,495
Patamar 12	Estatística de Teste	U = 71,500 Z = -,913	Patamar 24	Estatística de Teste	U = 45,500 Z = -,548
	<i>p</i> -value	,645		<i>p</i> -value	1,000
Patamar 13	Estatística de Teste	U = 78,500 Z = -,396	Patamar 25	Estatística de Teste	U = 32,000 Z = -,901
	<i>p</i> -value	,855		<i>p</i> -value	,502
Patamar 14	Estatística de Teste	U = 83,000 Z = -,095	Patamar 26	Estatística de Teste	U = 32,500 Z = -,848
	<i>p</i> -value	,832		<i>p</i> -value	,495
Patamar 27	Estatística de Teste	U = 29,500 Z = -,279			
	<i>p</i> -value	,847			
Patamar 28	Estatística de Teste	U = 22,000 Z = -,378			
	<i>p</i> -value	1,000			

Quadro 9 - Resultados do teste Wilcoxon-Mann-Whitney para a diferença de medianas da variável cadência do passo

Os resultados para a variável cadência do passo demonstram valores de $p \geq \alpha$, em todos os patamares, para a diferença de medianas entre os dois membros inferiores, face a uma alteração da velocidade unilateralmente, pelo que não se verificam quaisquer diferenças estatisticamente significativas.

Assim sendo, os resultados obtidos para a variável cadência do passo, levam-nos à conclusão que não existem diferenças estatisticamente significativas entre os dois membros inferiores relativamente a esta variável.

Tempo de Apoio

Em relação a esta variável, foram obtidos os seguintes resultados para o teste estatístico Wilcoxon-Mann-Whitney (é de notar que os patamares 1 e 29 não são alvo de análise estatística, uma vez que a sua velocidade instantânea é de 0 m/s).

Tempo de Apoio ⁹					
Patamar 2	Estatística de Teste	U = 144,000 Z = -,017	Patamar 9	Estatística de Teste	U = 54,000 Z = -1,564
	p-value	,993		p-value	,122
Patamar 3	Estatística de Teste	U = 118,000 Z = -,913	Patamar 10	Estatística de Teste	U = 58,500 Z = -1,334
	p-value	,375		p-value	,190
Patamar 4	Estatística de Teste	U = 118,000 Z = -,913	Patamar 11	Estatística de Teste	U = 61,000 Z = -1,205
	p-value	,370		p-value	,243
Patamar 5	Estatística de Teste	U = 113,500 Z = -1,068	Patamar 12	Estatística de Teste	U = 59,000 Z = -1,308
	p-value	,294		p-value	,199
Patamar 6	Estatística de Teste	U = 105,500 Z = -,848	Patamar 13	Estatística de Teste	U = 59,000 Z = -1,308
	p-value	,407		p-value	,204
Patamar 7	Estatística de Teste	U = 63,000 Z = -1,103	Patamar 14	Estatística de Teste	U = 50,500 Z = -1,242
	p-value	,286		p-value	,224
Patamar 8	Estatística de Teste	U = 58,000 Z = -1,360	Patamar 15	Estatística de Teste	U = 43,000 Z = -1,675
	p-value	,181		p-value	,097

⁹ Os outputs do *PAWS Statistics* referentes à variável tempo de apoio estão integralmente apresentados no Apêndice F.

Patamar 16	Estatística de Teste	U = 53,500 Z = -1,070	Patamar 24	Estatística de Teste	U = 30,000 Z = -1,512
	<i>p</i> -value	,297		<i>p</i> -value	,138
Patamar 17	Estatística de Teste	U = 40,000 Z = -1,347	Patamar 25	Estatística de Teste	U = 21,500 Z = -1,679
	<i>p</i> -value	,187		<i>p</i> -value	,098
Patamar 18	Estatística de Teste	U = 40,500 Z = -1,314	Patamar 26	Estatística de Teste	U = 29,000 Z = -1,015
	<i>p</i> -value	,199		<i>p</i> -value	,340
Patamar 19	Estatística de Teste	U = 41,000 Z = -1,280	Patamar 27	Estatística de Teste	U = 24,000 Z = -,840
	<i>p</i> -value	,217		<i>p</i> -value	,442
Patamar 20	Estatística de Teste	U = 40,500 Z = -1,314	Patamar 28	Estatística de Teste	U = 23,000 Z = -,192
	<i>p</i> -value	,199		<i>p</i> -value	,874
Patamar 21	Estatística de Teste	U = 31,000 Z = -1,437			
	<i>p</i> -value	,159			
Patamar 16	Estatística de Teste	U = 53,500 Z = -1,070			
	<i>p</i> -value	,297			
Patamar 22	Estatística de Teste	U = 30,500 Z = -1,475			
	<i>p</i> -value	,149			
Patamar 23	Estatística de Teste	U = 27,500 Z = -1,701			
	<i>p</i> -value	,092			

Quadro 10 - Resultados do teste Mann-Whitney para a diferença de medianas da variável tempo de apoio

Os resultados para a variável tempo de apoio demonstram valores de $p \geq \alpha$, em todos os patamares, para a diferença de medianas entre os dois membros inferiores, face a uma alteração da velocidade unilateralmente, pelo que não se verificam quaisquer diferenças estatisticamente significativas.

Assim sendo, os resultados obtidos para a variável tempo de apoio, levam-nos à conclusão que não existem diferenças estatisticamente significativas entre os dois membros inferiores relativamente a esta variável.

Tempo de Balanço

Em relação a esta variável, foram obtidos os seguintes resultados para o teste estatístico Wilcoxon-Mann-Whitney (é de notar que os patamares 1 e 29 não são alvo de análise estatística, uma vez que a sua velocidade instantânea é de 0 m/s).

Tempo de Balanço ¹⁰					
Patamar 2	Estatística de Teste	U = 126,500 Z = -,621	Patamar 13	Estatística de Teste	U = 54,000 Z = -1,564
	p-value	,545		p-value	,122
Patamar 3	Estatística de Teste	U = 119,000 Z = -,878	Patamar 14	Estatística de Teste	U = 49,500 Z = -1,299
	p-value	,389		p-value	,203
Patamar 4	Estatística de Teste	U = 112,500 Z = -1,103	Patamar 15	Estatística de Teste	U = 48,000 Z = -1,386
	p-value	,278		p-value	,173
Patamar 5	Estatística de Teste	U = 95,000 Z = -1,705	Patamar 16	Estatística de Teste	U = 51,500 Z = -1,185
	p-value	,090		p-value	,247
Patamar 6	Estatística de Teste	U = 97,000 Z = -1,169	Patamar 17	Estatística de Teste	U = 34,000 Z = -1,742
	p-value	,250		p-value	,084
Patamar 7	Estatística de Teste	U = 54,000 Z = -1,565	Patamar 18	Estatística de Teste	U = 35,000 Z = -1,675
	p-value	,122		p-value	,098
Patamar 8	Estatística de Teste	U = 56,000 Z = -1,462	Patamar 19	Estatística de Teste	U = 32,500 Z = -1,839
	p-value	,153		p-value	,067
Patamar 9	Estatística de Teste	U = 57,000 Z = -1,410	Patamar 20	Estatística de Teste	U = 31,500 Z = -1,905
	p-value	,165		p-value	,057
Patamar 10	Estatística de Teste	U = 50,500 Z = -1,745	Patamar 21	Estatística de Teste	U = 24,000 Z = -1,967
	p-value	,083		p-value	<u>,050</u>
Patamar 11	Estatística de Teste	U = 61,000 Z = -1,205	Patamar 22	Estatística de Teste	U = 23,500 Z = -2,005
	p-value	,243		p-value	<u>,045</u>
Patamar 12	Estatística de Teste	U = 53,500 Z = -1,591	Patamar 23	Estatística de Teste	U = 17,000 Z = -2,496
	p-value	,116		p-value	<u>,011</u>

¹⁰ Os outputs do *PAWS Statistics* referentes à variável tempo de balanço estão integralmente apresentados no Apêndice G.

Patamar 24	Estatística de Teste	U = 18,000 Z = -2,419	Patamar 27	Estatística de Teste	U = 30,500 Z = -,158
	<i>p</i> -value	<u>,015</u>		<i>p</i> -value	,900
Patamar 25	Estatística de Teste	U = 16,500 Z = -2,120	Patamar 28	Estatística de Teste	U = 24,000 Z = -,064
	<i>p</i> -value	<u>,033</u>		<i>p</i> -value	1,000
Patamar 26	Estatística de Teste	U = 26,000 Z = -1,280			
	<i>p</i> -value	,222			

Quadro 11 - Resultados do teste Mann-Whitney para a diferença de medianas da variável tempo de balanço

Os resultados para a variável tempo de balanço demonstram valores de $p < \alpha$, nos patamares 21, 22, 23, 24 e 25.

Assim sendo, verificam-se diferenças estatisticamente significativas, entre as medianas dos dois membros inferiores, os quais foram submetidos a uma alteração da velocidade unilateralmente.

Conclui-se assim, que face aos resultados apresentados anteriormente, referentes às estatísticas de teste e valor p de cada variável, não existem diferenças estatisticamente significativas nas variáveis cadência do passo e tempo de apoio em nenhum dos 29 patamares do protocolo assimétrico, face a uma variação da velocidade para um dos membros inferiores. No entanto, verifica-se uma diferença estatisticamente significativa na variável tempo de balanço, nos patamares 21, 22, 23, 24 e 25, sendo que a diferença estatisticamente mais significativa se verifica no patamar 23 ($p = 0.011$). No lado assimétrico existe uma tendência também para o aumento deste tempo médio de balanço, entre o patamar 4 (0,4766947) e patamar 28 (0,5394343). As diferenças estatisticamente significativas são encontradas nos patamares 21, 22, 23, 24 e 25. Assim, para o patamar 21 ($U = 24,000$; $p = 0,050$), patamar 22 ($U = 23,500$; $p = 0,045$), patamar 23 ($U = 17,000$; $p = 0,011$), patamar 24 ($U = 18,000$; $p = 0,015$) e patamar 25 ($U = 16,500$; $p = 0,033$).

Desta forma, e tendo em conta que os dados resultantes da estatística inferencial, recorreu-se também à estatística descritiva para reforçar os achados estatísticos e para retirar mais conclusões face ao objetivo do estudo, bem como apontarem uma direção para investigação futura mais estruturada.

Assim, relativamente à variável cadência do passo, podemos verificar que a média de passos ao longo dos patamares, e com a diminuição progressiva da velocidade de um dos membros inferiores (lado assimétrico), vai diminuindo progressivamente de uma forma global, ou seja, a cadência dos passos diminuiu bilateralmente¹¹.

Quando comparada a média da cadência dos passos do membro inferior que sofreu a alteração da velocidade com a média da cadência dos passos global (dois membros inferiores) é perceptível que a cadência dos passos diminuí com a diminuição progressiva da velocidade, ainda que não de uma forma progressiva e linear, o que poderá estar relacionado com o facto de a amostra ser pequena. Assim, o membro inferior que sofreu diminuição da velocidade demonstrou uma variação da média de passos por patamar entre 8,24 (patamar 4) e 7,86 (patamar 28).¹² Em relação ao lado que não sofreu alteração da velocidade, verifica-se também uma redução da cadência média, tendo esta variado entre 8,47 (patamar 4) e 7,71 (patamar 28), verificando-se uma diferença entre médias de 0,38 e 0,76, respetivamente.

Contudo, neste parâmetro da marcha são pouco evidentes as variações ocorridas, uma vez que é uma medida inteira (não admite números decimais), pelo que as variações são tão ténues ao nível da velocidade de marcha, que não são passíveis de serem detetadas por este parâmetro.

Em relação ao parâmetro tempo de apoio, são mais facilmente visíveis as diferenças entre as médias relativas ao lado assimétrico e ao lado simétrico, durante a progressão do protocolo.

Assim, o tempo de apoio do lado assimétrico diminui ao longo da progressão dos patamares, ou seja, à medida que a velocidade diminui, o tempo de apoio é progressivamente menor, o que verifica através das médias, variando esta entre 0.6580494 (patamar 4) e 0.6432814 (patamar 28). Enquanto que no lado simétrico o tempo de apoio aumenta ligeiramente ao longo do protocolo de marcha, verificando-se uma variação das médias entre 0.6460894 (patamar 4) e 0.6455357 (patamar 28).

¹¹ É de notar que os dados do patamar 3 apresentam valores mais elevados uma vez que este patamar teve uma duração 3 vezes superior aos restantes patamares.

¹² Ressalva-se que o patamar 2 e 3 ainda não existe assimetria nas velocidades de marcha, pelo que não serão consideradas para esta análise.

No que respeita ao parâmetro tempo de balanço, este apresenta uma diminuição média dos seus valores ao longo do progresso do protocolo de marcha, ainda que isto não ocorra de forma muito linear, o que se complementa com o aumento do tempo de apoio verificado ao nível desse parâmetro. Relativamente ao parâmetro tempo de balanço verifica-se que no lado assimétrico existe uma tendência para o aumento do tempo médio de balanço, entre os patamares 4 (0,4646582) e patamar 28 (0,5390743). No lado simétrico existe uma tendência também para o aumento deste tempo médio de balanço, entre o patamar 4 (0,4766947) e patamar 28 (0,5394343). Contudo, nos patamares em que existem diferenças estatisticamente significativas entre os dois membros inferiores, observa-se uma diminuição do tempo de balanço do lado assimétrico face ao lado simétrico – patamar 21: 0,4649780 vs. 0,4965480; patamar 22: 0,4610540 vs. 0,4921960; patamar 23: 0,4607070 vs. 0,4917110; patamar 24: 0,4599760 vs. 0,4952210; patamar 25: 0,4652778 vs 0,4993756.

5. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Ao longo deste capítulo serão discutidos os resultados apresentados anteriormente, tendo em linha de conta as hipóteses de investigação definidas inicialmente de acordo com as indicações e caminhos dados pela literatura.

Este trabalho consistiu num estudo quantitativo, observacional, descritivo e transversal, cujo objetivo consistiu em verificar os efeitos da manipulação da velocidade da marcha, unilateralmente, numa passadeira instrumentada, ao nível dos parâmetros espaço-temporais da marcha (cadência, tempo de apoio e tempo de balanço), numa amostra de indivíduos saudáveis. Os dados analisados foram recolhidos num único momento de avaliação para cada um dos participantes.

Os resultados demonstraram a existência de diferenças entre valores médios, ao longo dos patamares do protocolo de marcha nos três parâmetros espaço-temporais avaliados, quando comparados os dois membros inferiores, sendo que isto vai ao encontro do reportado em estudos semelhantes, dos quais conseguimos retirar dados passíveis de comparação com os nossos (Astephen *et al.*, 2007; Bejek *et al.*, 2006a; Bejek *et al.*, 2006b; Constantinou *et al.*, 2014; Iosa *et al.*, 2013; Kiss, 2010; Laroche *et al.*, 2011; Meyer *et al.*, 2015; Möckel *et al.*, 2003).

É de referir que os estudos e revisões sistemáticas em que nos baseámos para comparar com os resultados obtidos neste estudo, tiveram como objetivo avaliar as alterações de marcha em indivíduos com osteoartrose (anca, joelho e tibiotársica) ou comparar as alterações da marcha e dos parâmetros cinemáticos e cinéticos em sujeitos com osteoartrose relativamente a sujeitos saudáveis. Sendo que este estudo pretendeu avaliar as alterações de marcha induzidas em sujeitos saudáveis, tendo assim um carácter exploratório, tal deve ser considerado quando analisados os dados e retiradas conclusões.

Analisando os resultados obtidos foi possível concluir que existem diferenças entre as médias e os desvios-padrão dos três parâmetros espaço-temporais da marcha avaliados neste estudo. No entanto, ainda que estas diferenças existam, apenas foram encontradas

diferenças estatisticamente significativas referentes ao parâmetro tempo de balanço. Assim, quando comparados os dois membros inferiores, na avaliação do parâmetro tempo de balanço, as diferenças estatisticamente significativas foram encontradas no patamar 21 ($p = .050$), patamar 22 ($p = .045$), patamar 23 ($p = .011$), patamar 24 ($p = .015$) e patamar 25 ($p = .033$), dos 29 patamares que constituem o protocolo de marcha assimétrica. Isto vai ao encontro dos resultados encontrados por Constantinou *et al.* (2014) na sua revisão sistemática, onde se verificou existir uma possível tendência geral para uma diminuição da fase de balanço e aumento da duração da fase de duplo apoio, confundindo-se os resultados pela velocidade de marcha mais lenta em indivíduos com osteoartrose da anca. O tamanho do efeito negativo (superior a 2) para o índice de simetria em 7 estudos, juntamente com a constatação de que o índice de simetria para o grupo de osteoartrose da anca foi mais que o dobro que o dos indivíduos saudáveis, quer no comprimento do passo quer na fase de balanço, fornece mais evidências para a presença de assimetria da marcha em indivíduos com osteoartrose da anca (Constantinou *et al.*, 2014).

No que se refere ao parâmetro cadência do passo, é de referir que o membro inferior que sofreu diminuição da velocidade demonstrou uma variação da média de passos por patamar entre 8,24 (patamar 4) e 7,86 (patamar 28), sendo que relativamente ao membro inferior que não sofreu alteração da velocidade da marcha, verifica-se também uma redução da cadência média, tendo esta variado entre 8,47 (patamar 4) e 7,71 (patamar 28), sendo que a diferença entre as médias encontradas é de 0,38 e 0,76, respetivamente. Isto significa que a diferença média é menor no membro inferior que sofreu assimetria (0,38), o que não vai ao encontro daquilo que tem vindo a ser referido na literatura, uma vez que é relatado um aumento da cadência nos sujeitos com osteoartrose da anca relativamente aos sujeitos saudáveis, com diferenças estatisticamente significativas, no estudo de Möckel *et al.* (2003). Também no estudo de Bejek *et al.* (2006a) se verifica um aumento da cadência (94.5 ± 20.7 vs 97.04 ± 8.1), registando-se diferenças estatisticamente significativas, entre controlos e pacientes. Apesar destas diferenças terem um sentido contrário às encontradas, é de realçar que se regista uma diferença menor da cadência no lado assimétrico, o que vai ao encontro dos dados da literatura, pois a diferença é menor do que a registada no mesmo parâmetro, quando se mantém a velocidade da marcha. Para além do mais, é preciso ressaltar que as diferenças de velocidade introduzidas ao longo do

protocolo de marcha são bastante reduzidas, o que poderá ter resultado nas pequenas diferenças registadas.

O comprimento do passo é um parâmetro diretamente relacionado com a cadência, o que faz com que ao verificar-se uma diminuição do seu comprimento, entre sujeitos saudáveis e com osteoartrose (lado A – 999.8 ± 109.5 vs 973.6 ± 80.9 ; lado B: 934.7 ± 110.7 vs 903.1 ± 80.5) respetivamente, haja uma tendência para o aumento da cadência (Bejek *et al.*, 2006a).

Contudo, o facto de a velocidade de marcha ter sido progressivamente menor, poderá estar na origem da diminuição da cadência do passo neste membro inferior quando comparado com o membro inferior que não sofreu a assimetria (lado simétrico).

Em relação ao parâmetro tempo de apoio, à semelhança do parâmetro cadência do passo, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os dois membros inferiores, em nenhum dos patamares do protocolo. Verifica-se uma diminuição do tempo de apoio do lado assimétrico ao longo dos patamares, variando o tempo de apoio médio entre 0.6580494 (patamar 4) e 0.6432814 (patamar 28). Relativamente ao lado simétrico o tempo de apoio diminui ligeiramente ao longo do protocolo de marcha, pelo que se verificam os seguintes valores médios 0.6460894 (patamar 4) e 0.6455357 (patamar 28).

Assim, comparando o lado simétrico com o lado assimétrico verifica-se que o tempo de apoio é maior no lado assimétrico no patamar 4 (início das alterações da velocidade da marcha unilateralmente), sendo que no patamar 28 (final do protocolo) os valores são muito semelhantes.

Os resultados encontrados vão de encontro aos do estudo de Kiss (2010), no qual a duração da fase de apoio do membro inferior saudável foi de $17.6\% \pm 0.10$ e a do membro inferior afetado de $22.0\% \pm 0.14$. Também o estudo de Astephen *et al.* (2007), verifica que o grupo de indivíduos com osteoartrose apresenta uma fase de apoio maior quando comparado com o grupo de indivíduos saudáveis.

Contraditoriamente, o estudo de Möckel *et al.* (2003), este verificou uma diminuição da duração da fase de apoio unipodal quando comparado o membro inferior

com osteoartrose com o contralateral. O estudo de Bejek *et al.* (2006a) não verificou diferenças estatísticas significativas neste parâmetro da marcha.

Ainda DeLisa (1998), referia que em indivíduos com restrições severas ao nível da anca, existirá uma redução na flexão da anca na fase oscilante e na extensão da anca durante a fase de apoio. Estas restrições serão em parte compensadas por outras articulações, sendo que o padrão da marcha antálgico é o padrão mais comumente visto em indivíduos com dor na anca. Este é caracterizado pelo evitamento da carga no membro inferior afetado e por uma diminuição da fase de apoio nesse mesmo membro, na tentativa de diminuir o stresse mecânico na articulação com dor.

O facto de não terem sido verificadas alterações mais visíveis nos parâmetros avaliados, pode dever-se ao facto de, tal como nos indivíduos com osteoartrose do joelho, existirem compensações por parte das várias articulações do membro inferior, tal como refere Bejek *et al.* (2006a), pois a degeneração articular do joelho pode ser compensada em parte pela pélvis e outras articulações do membro inferior, como a anca.

É de sublinhar que os resultados encontrados na variável tempo de balanço foram estatisticamente significativos, o que se coaduna com os resultados encontrados na revisão sistemática de Constantinou *et al.* (2014). Estes valores encontrados revelam que existem diferenças estatisticamente significativas entre os dois membros inferiores, em indivíduos saudáveis, após uma manipulação da velocidade da marcha unilateralmente, para o parâmetro espaço-temporal em causa. Assim, nos patamares em que existem diferenças estatisticamente significativas entre os dois membros inferiores, observa-se uma diminuição do tempo de balanço do lado assimétrico face ao lado simétrico – patamar 21: 0,4649780 vs. 0,4965480; patamar 22: 0,4610540 vs. 0,4921960; patamar 23: 0,4607070 vs. 0,4917110; patamar 24: 0,4599760 vs. 0,4952210; patamar 25: 0,4652778 vs 0,4993756.

Isto vai ao encontro do descrito na literatura, em que é referido que a fase de balanço diminui nos indivíduos com osteoartrose no lado afetado (31.4% do ciclo de marcha) em comparação com o lado não afetado, o qual aumenta (41.5% do ciclo de marcha), sendo que em indivíduos saudáveis varia entre 30.9 e 33.7% do ciclo de marcha (lado não dominante e lado dominante, respetivamente) (Bejek *et al.*, 2006a). Também a revisão sistemática de Constantinou *et al.* (2014), revela evidência consistente de 6 estudos

de assimetria da marcha em sujeitos com osteoartrose da anca, nos quais identifica uma redução da duração da fase de balanço no membro inferior afetado em comparação com o membro contralateral, em marcha a velocidades fixas.

Por exemplo, é possível que a tendência geral para uma diminuição da fase de balanço e aumento da duração da fase de duplo apoio possa ser influenciado, confundindo-se pela velocidade de marcha mais lenta em indivíduos com osteoartrose da anca. Em contraste, os resultados de estudos com 6 velocidades de marcha fixas revelaram evidência consistente para uma menor duração da fase de duplo apoio em indivíduos com osteoartrose da anca comparativamente a indivíduos saudáveis (Constantinou *et al.*, 2014).

Tal como referido por Constantinou *et al.* (2014), a velocidade da marcha, os parâmetros temporais, e parâmetros espaciais no plano sagital são todos interrelacionados, pelo que se torna difícil interpretar os resultados da análise para duração da fase de apoio, duração da fase de balanço, duração da fase de duplo apoio e largura do passo em velocidades auto-selecionadas, porque são provavelmente influenciados por diferenças na velocidade da marcha selecionada.

Existe ainda um outro factor, bastante importante, que pode também ter influência nos resultados obtidos neste trabalho de investigação, e é ele a presença, ou neste caso, a ausência de dor articular nos sujeitos em estudo. Este aspecto é bastante relevante, uma vez que um dos sintomas cardinais da osteoartrose é a presença de dor articular associada ao movimento (Bejek, Paróczai, Illyés & Kiss, 2006).

De acordo com Hulet *et al.* (1996), a redução do comprimento do passo, e a diminuição do tempo de apoio, fazem parte do mecanismo adaptativo para reduzir a dor, em pacientes com osteoartrose da anca.

Foi encontrado um menor tempo de apoio no membro inferior com dor, muito provavelmente, como mecanismo de compensação para reduzir a carga no lado com dor, através do aumento do tempo de duplo apoio (de Kruijf *et al.*, 2015).

Sendo que neste estudo, e através da manipulação da velocidade da marcha, se pretendeu reproduzir a marcha de indivíduos com osteoartrose, podemos concluir que os

resultados ao nível da variável cadência do passo e tempo de apoio, encontrados neste estudo vão ao encontro daquilo que é descrito na literatura.

É mais provável que a dor conduza a diferenças na marcha, contudo, é também possível que um padrão de marcha alterado provoque dores nas articulações. Assim, as associações podem ser bidirecionais, implicando que as intervenções voltadas para a diminuição da dor podem melhorar o padrão de marcha, e intervenções voltadas para a marcha podem diminuir a dor. No entanto, os autores referem, que neste campo, mais investigações necessitam ser feitas para concluir a direção destas associações (de Kruijf *et al.*, 2015).

Este trabalho de investigação contém algumas limitações, as quais devem ser tidas em conta na interpretação dos resultados obtidos.

Dos vários estudos consultados nenhum deles tinha por objetivo verificar os efeitos da manipulação da velocidade da marcha, unilateralmente, numa passadeira instrumentada, ao nível dos parâmetros espaço-temporais da marcha (cadência, tempo de apoio e tempo de balanço), numa amostra de indivíduos saudáveis, pelo que os resultados encontrados na literatura devem ser interpretados de forma cuidadosa, uma vez que não podem ser diretamente comparáveis aos encontrados neste estudo.

O facto de se tratar de uma amostra seleccionada por conveniência dada a proximidade geográfica e facilidade de aceso, faz com que as suas características sejam muito semelhantes e este constitua um fator influenciador dos resultados encontrados.

Ainda em relação à amostra, esta conta com apenas 17 sujeitos, o que é um fator limitativo em termos de quantidade de dados recolhidos, especialmente quando durante o progresso do protocolo de marcha se vão perdendo dados devido a problemas técnicos com o sistema ambulatório de avaliação de marcha Xsens®. Ainda relativamente ao sistema Xsens®, a presença de perturbações magnéticas (induzidas, por exemplo, por material ferromagnético) podem limitar a precisão dos dados (Seel, Raisch & Schauer, 2014), e é de ter em atenção este aspeto quando se analisam os resultados do estudo.

A pequena magnitude das assimetrias causadas unilateralmente pode também estar na origem das limitações e pequenas diferenças encontradas nas variáveis, especialmente

quando a isto se adiciona a perda de dados progressiva ao longo dos patamares do protocolo assimétrico.

Este trabalho de investigação veio demonstrar que, na amostra em estudo, existiu uma diferença na variável tempo de balanço, quando comparados os dois membros inferiores, sujeitos a variação da velocidade de marcha unilateralmente.

No sentido de continuar a percorrer este caminho iniciado, em futuros trabalhos de investigação seria interessante perceber se as percepções dos sujeitos, avaliados através do protocolo de marcha descrito neste estudo, seriam anteriores ou posteriores às alterações detectadas pelo sistema ambulatório de análise cinemática 3D.

Seria ainda interessante o estudo cinemático dos eventos ocorridos no plano frontal em adição ao plano sagital, e iria também de encontro ao referido por alguns autores, que consideram este plano como importante para a análise de patologias musculoesqueléticas como a osteoartrose.

6. CONCLUSÃO

O presente trabalho de investigação consistiu na execução de um estudo quantitativo, observacional, descritivo e transversal, de carácter exploratório, cujo objetivo consistiu em verificar os efeitos da manipulação da velocidade da marcha, unilateralmente, numa passadeira instrumentada, ao nível dos parâmetros espaço-temporais da marcha (cadência, tempo de apoio e tempo de balanço), numa amostra de indivíduos saudáveis.

Os seus resultados possibilitaram perceber que existiram diferenças estatisticamente significativas no parâmetro tempo de balanço, sendo que estes resultados estão em parte de acordo com a literatura, uma vez que esta não é unânime acerca da forma como este parâmetro se relaciona com a marcha em indivíduos com osteoartrose. Assim, através dos resultados obtidos neste trabalho de investigação, poderemos direccionar novas investigações no sentido de aumentar o número de participantes incluídos na amostra.

No entanto, este estudo permitiu perceber que a alteração da velocidade da marcha numa passadeira instrumentada permite reproduzir os efeitos ao nível da velocidade da marcha que a osteoartrose acarreta, ou seja, a diminuição da velocidade da marcha, conseguindo-se assim, obter diferenças estatisticamente significativas num dos três parâmetros avaliados, mesmo com uma amostra pequena e com um número reduzido de dados, devido à sua perda ao longo do protocolo. Assim sendo, podemos afirmar que este trabalho de investigação tomou a direção certa, necessitando que novos trabalhos o venham corroborar e desenvolver.

Ainda assim, os resultados deste trabalho de investigação devem ser cuidadosamente interpretados tendo em conta as limitações anteriormente apontadas, especialmente no que se refere ao reduzido número de dados disponíveis para o estudo.

Este estudo, e especialmente pelo seu carácter exploratório, constitui um importante contributo para a investigação nesta área, uma vez que possui características e objetivos novos e diferentes.

O facto de este estudo ser o início da conclusão de um objetivo, cujo paradigma de prevenção vai mais além dos programas de prevenção típicos, preconizando que possa vir a ser possível desenvolver aplicações que permitirão alertar para alterações mínimas no padrão de marcha que podem ser potenciais indicadoras um futuro desenvolvimento de

patologias musculoesqueléticas, ainda quando não existe qualquer alteração física nem sintomatologia que caracteriza este tipo de patologias. Isto tudo apenas com recurso a algo que mais de metade da população portuguesa já utiliza, e a sua tendência de utilização é crescente, um *smartphone*.

Quando este conceito se tornar uma realidade, os custos, quer diretamente quer indiretamente relacionados com estas patologias musculoesqueléticas serão amplamente reduzidos (incluindo-se medicação, tratamentos, intervenções cirúrgicas), levando a uma melhor qualidade de vida e a um aumento do número de anos vividos de forma independente.

7. BIBLIOGRAFIA

Referências Bibliográficas

- Abyarjoo, F., Barreto, A., Cofino, J., Ortega, F. R. (2014). Implementing a Sensor Fusion Algorithm for 3D Orientation Detection with Inertial/Magnetic Sensors. *Innovations and Advances in Computing, Informatics, Systems Sciences, Networking and Engineering*, 313, 305-310.
- Access Economics (2007). *Painful Realities: The economic impact of Arthritis in Australia in 2007*. Canberra: Report for Arthritis Australia, Access Economics.
- Agaliotis, M., Fransen, M., Bridgett, L., Nairn, L., Votrubec, M., Jan, S., Heard, R., Mackey, M. (2013). Risk factors associated with reduced work productivity among people with chronic knee pain. *Osteoarthritis and Cartilage*, 21, 1160-1169.
- Agaliotis, M., Mackey, M.G., Jan, S., Fransen, M. (2014). Burden of reduced work productivity among people with chronic knee pain: a systematic review. *Occup Environ Med*, 71, 651–659.
- Astephen, J.L., Deluzio, K.J., Caldwell, G.E., Dunbar, M.J. (2008). Biomechanical Changes at the Hip, Knee, and Ankle Joints during Gait Are Associated with Knee Osteoarthritis Severity. *J Orthop Res*, 26, 332–341.
- Bejek, Z., Parcczai, R., Illyes, A., Kiss, R. (2006b). The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 14, 612–622.
- Bejek, Z., Paróczai, R., Illyés, A., Kocsi, L., Kiss, R. (2006a). Gait Parameters Of Patients With Osteoarthritis Of The Knee Joint. *Physical Education and Sport*, 4(1), 9 – 16.
- Bellusci, G., Roetenberg, D., Dijkstra, F., Luinge, H., Slycke, P. (2010). *Xsens MVN MotionGrid: Drift-Free Human Motion Tracking Using Tightly Coupled Ultra-Wideband and Miniature Inertial Sensors*. Xsens Technologies.
- Bieleman, H.J., Bierma-Zeinstra, S.M.A., Oosterveld, F.G.J., et al. (2011). The effect of osteoarthritis of the hip or knee on work participation. *J Rheumatol*, 38, 1835–43.

- Błaszczyk, J. W., Plewa, M., Cieślińska-Świder, J., Bacik, B., Zahorska-Markiewicz, B., Markiewicz, A. (2011). Impact of excess body weight on walking at the preferred speed. *Acta Neurobiol Exp*, 71, 528–540.
- Branco J, Nogueira P, Contreira T. (2005). *Uma observação sobre a prevalência de algumas doenças crónicas, em Portugal Continental*. Lisboa: Instituto Nacional de Saúde Dr. Ricardo Jorge.
- Brandes, M., Schomaker, R., Möllenhoff, G., Rosenbaum, D. (2007). Quantity versus quality of gait and quality of life in patients with osteoarthritis. *Gait & Posture*, 28, 74–79.
- Cámara, J. (2011). Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio-temporales. *Entramado*, 7 (1), 160-173.
- Cofré, L. E., Lythgo, N., Morgan, D., Galea, M. P. (2011). Aging modifies joint power and work when gait speeds are matched. *Gait & Posture*, 33, 484–489.
- Constantinou, M., Barrett, R., Brown, M., Mills, P. (2014). Spatial-Temporal Gait Characteristics in Individuals With Hip Osteoarthritis: A Systematic Literature Review and Meta-analysis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 44(4), 291-303.
- Costa L, Gal D, Barros H. (2004). Prevalência auto-declarada de doenças reumáticas numa população urbana. *Acta Reumatol Port.*, 29, 169- 74.
- de Kruijf, M., Verlinden, V., Huygen, F., Hofman, A., van der Geest, J., Uitterlinden, A., Bierma-Zeinstra, S., Ikram, M., van Meurs, J. (2015). Chronic joint pain in the lower body is associated with gait differences independent from radiographic osteoarthritis. *Gait & Posture*, 42, 354–359.
- de Leva, P. (1996). Joint Center Longitudinal Positions Computed From A Selected Subset Of Chandler's Data. *J. Biomechanics*, 29 (9), 1231-1233.
- DeLisa, J. A. (1998). *Gait Analysis In The Science Of Rehabilitation*. Department of Veterans Affairs.
- Ethgen, O., Reginster, J-Y. (2004). Degenerative musculoskeletal disease. *Ann Rheum Dis.*, 63, 1–3.

- European Union (2014). *The 2015 Ageing Report: Underlying Assumptions and Projection Methodologies*. Brussels: European Union.
- Fortin, M. (2009). *Fundamentos e etapas do processo de investigação*. Loures: Lusodidacta.
- Grotle, M., Hagen, K.B., Natvig, B., Dahl, F.A., Kvien, T.K. (2008). Prevalence and burden of osteoarthritis: results from a population survey in Norway. *J Rheumatol*, 35, 677-84.
- Hulet CH, Hurwitz DE, Andriacchi TP, Galante JO, Rosenberg AG (1996) Gait adaptations in patients with hip osteoarthritis. *Gait & Posture*, 4, 188.
- Hunter, D.J., Riordan, E. (2014). The impact of arthritis on pain and quality of life: an Australian survey. *International Journal of Rheumatic Diseases*, 17, 149–155.
- Inman, V. T., Ralston, H. J., Todd, F. A locomoção humana. In: Rose, J; Gamble, J. (1998). *Marcha Humana* (2ª Edição), São Paulo: Premier.
- Instituto Nacional de Estatística (2012). *Inquérito à Utilização de Tecnologias da Informação e da Comunicação pelas Famílias- 2012*. Lisboa: Instituto Nacional de Estatística.
- Instituto Nacional de Estatística (2014). *Estatísticas Demográficas 2013*. Lisboa: Instituto Nacional de Estatística.
- Iosa, M., Fusco, A., Marchetti, F., Morone, G., Caltagirone, C., Paolucci, S., Peppe, A. (2013). The Golden Ratio of Gait Harmony: Repetitive Proportions of Repetitive Gait Phases. *BioMed Research International*, Volume 2013, Article ID 918642.
- Jayalath J.L.R., Dassanayake T.D.M.S.B., Dissanayake M.M. (2014). Gait Variation In Patients With Knee Osteoarthritis: A Controlled Study. *International Journal of Physiotherapy and Research*, 2(5), 677-80.
- Jordan, J. M., Helmick, C. G., Renner, J. B., et al. (2009). Prevalence of hip symptoms and radiographic and symptomatic hip osteoarthritis in African Americans and Caucasians: the Johnston County Osteoarthritis Project. *J Rheumatol*, 36(4), 809–815.
- Jordan, J.M., Helmick, C. G., Renner, J. B. et al. (2007). Prevalence of knee symptoms and radiographic and symptomatic knee osteoarthritis in African Americans and

- Caucasians: the Johnston County Osteoarthritis Project. *J Rheumatol*, 34(1), 172–180.
- Kiss, R. (2010). Variability of gait characterized by normalized deviation. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 12(1).
- Kiss, R. M. (2010). Effect of walking speed and severity of hip osteoarthritis on gait variability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 104–115.
- Laroche, D., Duval, A., Morisset, C., Beisx, J. N., d'Athisk, P. Maillefert, J. F. Ornetiz, P. (2011). Test-retest reliability of 3D kinematic gait variables in hip osteoarthritis patients. *Osteoarthritis and Cartilage*, 19, 194–199.
- Lawrence, R. C., Felson, D. T., Helmick, C. G., Arnold, L. M., Choi, H., Deyo, R. A., Gabriel, S., Hirsch, R., Hochberg, M. C., Hunder, G. G., Jordan, J. M., Katz, J. N., Kremers, H. M., Wolfe, F. (2008). Estimates of the Prevalence of Arthritis and Other Rheumatic Conditions in the United States, Part II. *Arthritis Rheum*, 58(1), 26–35.
- Lewis, D., Hodge, N., Gamage, D., Whittaker, M. (2012). Understanding the role of technology in health information systems. *Pac Health Dialog*, 18(1), 144–54.
- Losina E, Weinstein AM, Reichmann WM, Burbine SA, Solomon DH, Daigle ME, et al. (2013). Lifetime Risk and Age at Diagnosis of Symptomatic Knee Osteoarthritis in the US. *Arthritis Care Res (Hoboken)*, 65(5), 703–11.
- Loza, E., Lopez-Gomez, J.M., Abasolo, L., Maese, J., Carmona, L., Batlle-Gualda, E. (2009). Economic burden of knee and hip osteoarthritis in Spain. *Arthritis Rheum*, 61, 158–65.
- Maroco, J. (2010). *Análise Estatística com o PAWS Statistics* Report Number.
- Matcham, F., Scott, I. C., Rayner, L., Hotopf, M., Kingsley, G. H., Norton, S., Scott, D.L., Steer, S. (2014). The impact of rheumatoid arthritis on quality-of-life assessed using the SF-36: A systematic review and meta-analysis. *Seminars in Arthritis and Rheumatism*, 44, 123–130.
- McGibbon CA, Krebs DE (2002). Compensatory gait mechanics in patients with unilateral knee arthritis. *J Rheumatol*, 29, 2410–2419.
- Meglan, D., Todd, F. Cinética da locomoção humana. In: Rose, J; Gamble, J. (1998). *Marcha Humana* (2ª Edição, pp 77-101), São Paulo: Premier.

- Messenger, N. Biomechanics. In: Trew, M., Everett, T. (1997). *Human movement – An Introductory Text*. (3rd Edition, pp 26-28). New York: Churchill Livingstone.
- Meyer, C., Corten, K., Fieuws, S., Deschamps, K., Monari, D., Wesseling, M., Simon, J., Kaat Desloovere, K. (2015). Biomechanical Gait Features Associated With Hip Osteoarthritis: Towards a Better Definition of Clinical Hallmarks. *Journal of Orthopaedic Research*, 1-10.
- Möckel, G., Perka, C., Labs, K., Duda, G. (2003). The influence of walking speed on kinetic and kinematic parameters in patients with osteoarthritis of the hip using a force-instrumented treadmill and standardised gait speeds. *Arch Orthop Trauma Surg*, 123, 278–282.
- Neumann, D. A. (2006). *Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético: Fundamentos para a Reabilitação Física*. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, SA.
- Nha, K. W., Dorj, A., Feng, J., Shin, J. H., Kim, J. I., Kwon, J. H., H. Kim, Kim, Y. H. (2013). Application of Computational Lower Extremity Model to Investigate Different Muscle Activities and Joint Force Patterns in Knee Osteoarthritis Patients during Walking. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 1-9.
- O'Reilly, S.C., Muir, K.R., Doherty, M. (2000). Occupation and knee pain: a community study. *Osteoarthritis Cartilage*, 8, 78–81.
- Oberg T, Karsznia A, Oberg K. (1993). Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J Rehabil Res Dev.*, 30(2), 210–23.
- Palmer, K.T. (2012). The older worker with osteoarthritis of the knee. *Br Med Bull*, 102, 79–88.
- Pataky, Z., Armand, S., Muller-Pinget, S., Golay, A., Allet, L. (2014). Effects of Obesity on Functional Capacity. *Obesity*, 22, 56–62.
- Patrick O. Riley, P., DellaCroce, u., Kerrigan, D.C. (2001). Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. *Gait Posture*, 14(3), 264-70.
- Pereira, D.; Ramos, E.; Branco, J. (2014). Osteoarthritis. *Acta Med Port*, 27(5), 1- 8.
- Roetenberg, D., Luinge, H., Slycke, P. (2013). Xsens MVN: Full 6DOF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors. *Xsens Technologies*, 1-9.

- Sagarmay Deb, S. (2014). Information Technology, Its Impact on Society and Its Future. *Advances in Computing*, 4(1), 25-29.
- Salaffi, F., Carotti, M., Grassi, W. (2005). Health-related quality of life in patients with hip or knee osteoarthritis: comparison of generic and disease-specific instruments. *Clin Rheumatol*, 24, 29–37.
- Salzman, B. (2010). Gait and Balance Disorders in Older Adults. *Am Fam Physician*, 82(1), 61-68.
- Seel, T., Raisch, J., Schauer, T. (2014). IMU-Based Joint Angle Measurement for Gait Analysis. *Sensors*, 14, 6891-6909.
- Simonsen, E.B. (2011). Contributions to the understanding of gait control. *Dan Med J*, 61(4), 4823.
- Sorenson, S. C., Flanagan, S. P. (2015) Age-related changes to composite lower extremity kinetics and their constituents in healthy gait: A perspective on contributing factors and mechanisms. *Healthy Aging Research*, 4 (20), 1-9.
- Sun, B., Wang, Y., Banda, J. (2014). Gait Characteristic Analysis and Identification Based on the iPhone's Accelerometer and Gyrometer. *Sensors*, 14, 17037-17054.
- Sutherland, D.H. (2002). The evolution of clinical gait analysis - Part II Kinematics. *Gait and Posture*, 16, 159–179.
- Sutherland, D.H., Kaufman, K.R., Moitoza, J.R. Cinemática da marcha humana normal. In: Rose, J; Gamble, J. (1998, pp 23-44). *Marcha Humana* (2ª Edição), São Paulo: Premier.
- Tao, W., Liu, T., Zheng, R., Feng, H. (2012). Gait Analysis Using Wearable Sensors. *Sensors*, 12, 2255-2283.
- Trew, M., Everett, T. Evaluating and Measuring Human Movement. In: Trew, M., Everett, T. (1997). *Human movement – An Introductory Text*. (3rd Edition, pp 226-240). New York: Churchill Livingstone.
- United Nations (2013). *World Population Ageing*. New York: United Nations publication.
- van der Waal, J. M., Terwee, C. B., van der Windt, D., Bouter, L., Dekker, J. (2005). The impact of non-traumatic hip and knee disorders on health-related quality of life as

- measured with the SF-36 or SF-12. A systematic review. *Quality of Life Research*, 14, 1141–1155.
- Wall J.C., Charteris, J. (1981) A kinematic study of long-term habituation to treadmill walking. *Ergonomics*, 24, 531–542.
- Whitbourne, S. K. (2012). *The Aging Body: Physiological Changes and Psychological Consequences*. New York: Springer-Verlag New York, Inc.
- White, S.C., Yack, H.J., Tucker, C.A., Lin, H.Y. (1998). Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking. *Med Sci Sports Exerc.*, 30, 1537-1542.
- Wilkie, R., Pransky, G. (2012). Improving work participation for adults with musculoskeletal conditions. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 26, 733–742.
- Wilkie, R., Pransky, G. (2012). Improving work participation for adults with musculoskeletal conditions. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 26, 733–742.
- Woolf, A. D., Pfleger, B. (2003). Burden of major musculoskeletal conditions. *Bulletin of the World Health Organization*, 81, 646-656.
- Wren, T., Gorton, G., Öunpuu, S., Tucker, C. (2011). Efficacy of clinical gait analysis: A systematic review. *Gait & Posture*, 34, 149–153.
- Xie, F., Thumboo, J., Li, S.C. (2007). True difference or something else? Problems in cost of osteoarthritis studies. *Semin Arthritis Rheum.*, 37, 127-32.
- Zhang, J., Novak, A., Brouwer, B., Li, Q. (2013). Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics. *Physiol. Meas.* 34, 63–69.
- Zhang, Y., Jordan, J. M. (2010). Epidemiology of Osteoarthritis. *Clin Geriatr Med.*, 26(3), 355–369.

Referências Eletrônicas

- Australian Bureau of Statistics (2006). *Musculoskeletal Conditions in Australia: A Snapshot, 2004-05*. Acedido a 12/04/2015, através de <http://www.abs.gov.au/AUSSTATS/abs@.nsf/Lookup/4823.0.55.001Main+Features12004-05?OpenDocument>
- Bellusci, G., Roetenberg, D., Dijkstra, F., Luinge, H., Slycke, P. (2010). Xsens MVN MotionGrid: Drift-Free Human Motion Tracking Using Tightly Coupled Ultra-Wideband and Miniature Inertial Sensors. XSENS TECHNOLOGIES. Acedido a 10/12/2015 através de https://www.xsens.com/wp-content/uploads/2013/12/MVN_MotionGrid_White_Paper.pdf
- C-Motion (2013). *Visual3D Overview*. Acedido a 19/12/2015 através de http://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php/Visual3D_Overview
- Centers for Disease Control and Prevention (2012). *Musculoskeletal Disorders*. Acedido a 19/09/2015, através de <http://www.cdc.gov/niosh/programs/msd/>
- Direção-Geral da Saúde (2004). *Programa Nacional Contra as Doenças Reumáticas*. Acedido a 09/04/2015, através de <https://www.dgs.pt/outros-programas-e-projetos/paginas-de-sistema/saude-de-a-a-z/programa-nacional-contra-as-doencas-reumaticas.aspx>
- Direção-Geral da Saúde (2013). *Plano Nacional de Saúde 2012-2016*. Acedido a 09/04/2015, através de <http://pns.dgs.pt/>
- Edginton, K.A., Güler, H.C., Ober, J.J., Berme, N. (s.d.). Instrumented treadmills: reducing the need for gait lab. Bertec Corporation, Columbus, Ohio, USA. Acedido a 20/11/2015 através de <http://bertec.com/uploads/pdfs/papers/bertec/Instrumented%20Treadmills%20Reducing%20the%20Need%20for%20Gait%20Labs.pdf>
- European Comission (2015). *Musculoskeletal conditions*. Acedido a 03/04/2015, através de http://ec.europa.eu/health/major_chronic_diseases/diseases/musculoskeletal/index_en.htm#fragment0
- Grupo Marktest (2015). *Maioria usa smartphone*. Acedido a 12/12/2015 através de <http://www.marktest.com/wap/a/n/id~1f2a.aspx>

- Jornal de Notícias (2014). *Metade da população portuguesa já utiliza smartphones*.
Acedido a 12/12/2015 através de
http://www.jn.pt/PaginaInicial/Tecnologia/Interior.aspx?content_id=4114579
- Liga Portuguesa Contra as Doenças Reumáticas (2013). *Estatísticas das Doenças Reumáticas 2013*.
Acedido a 10/11/2015, através de
http://www.lpcdr.org.pt/index.php?option=com_content&view=category&id=69&Itemid=128

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Representação esquemática do ciclo de marcha, com a fase de apoio (vermelho) e fase de balanço (amarelo). Adaptado de Iosa <i>et al.</i> (2013).....	30
Figura 2 - Recrutamento muscular durante o ciclo de marcha. Adaptado de Neumann (2006).	32

ÍNDICE DE QUADROS

Quadro 1 - Valores de parâmetros espaciais da marcha. Adaptado de Cámara (2011).	35
Quadro 2 - Valores de parâmetros temporais da marcha. Adaptado de Cámara (2011)	36
Quadro 3 - Valores de velocidade da marcha auto-selecionada. Adaptado de Cámara (2011).	36
Quadro 4 - Parâmetros espaço-temporais da marcha em sujeitos sem patologias musculoesqueléticas. Adaptado de Iosa <i>et al.</i> (2013).....	37
Quadro 5 - Caracterização sociodemográfica e clínica da amostra.....	60
Quadro 6 – Protocolo Simétrico	69
Quadro 7 – Protocolo Assimétrico	71
Quadro 8 - Resultados do teste de normalidade Shapiro-Wilk das variáveis Cadência do Passo, Tempo de Apoio e Tempo de Balanço	73
Quadro 9 - Resultados do teste Mann-Whitney para a diferença de medianas da variável cadência do passo	75
Quadro 11 - Resultados do teste Mann-Whitney para a diferença de medianas da variável tempo de apoio	77
Quadro 12 - Resultados do teste Mann-Whitney para a diferença de medianas da variável tempo de balanço	79

APÊNDICES

A – Carta explicativa do estudo

B – *Output PAWS Statistics* – Caracterização sociodemográfica e clínica da amostra

C – Documento de Consentimento Informado

D- *Output PAWS Statistics* – Normalidade das variáveis

E – *Output PAWS Statistics* – Variável cadência do passo

F - *Output PAWS Statistics* – Variável tempo de apoio

G - *Output PAWS Statistics* – Variável tempo de balanço

Apêndice A

Carta explicativa do estudo

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Li e compreendi os procedimentos de investigação que me foram explanados.

Compreendo igualmente que a participação no estudo não acarreta qualquer tipo de vantagens e/ou desvantagens potenciais.

Fui informado(a) que tenho o direito a recusar participar e que a minha recusa em fazê-lo não terá consequências para mim. Compreendo que tenho o direito de colocar agora e durante o desenvolvimento do estudo, qualquer questão relacionada com o mesmo. Compreendo que sou livre de, a qualquer momento, abandonar o estudo sem ter de fornecer qualquer explicação.

Assim, declaro que aceito participar nesta investigação, com a salvaguarda da confidencialidade e anonimato das fontes.

O Participante

_____, ____ de _____ de 2015

Investigador responsável pelo estudo:

Márcia Fernandes

Apêndice B

Output PAWS Statistics – Caracterização sociodemográfica e clínica da amostra

Frequências

[Conjunto_de_dados2] /Users/marciafernandes/Desktop/Dados SPSS/Dados
Caracterização Sociodemográfica.sav

Estatísticas

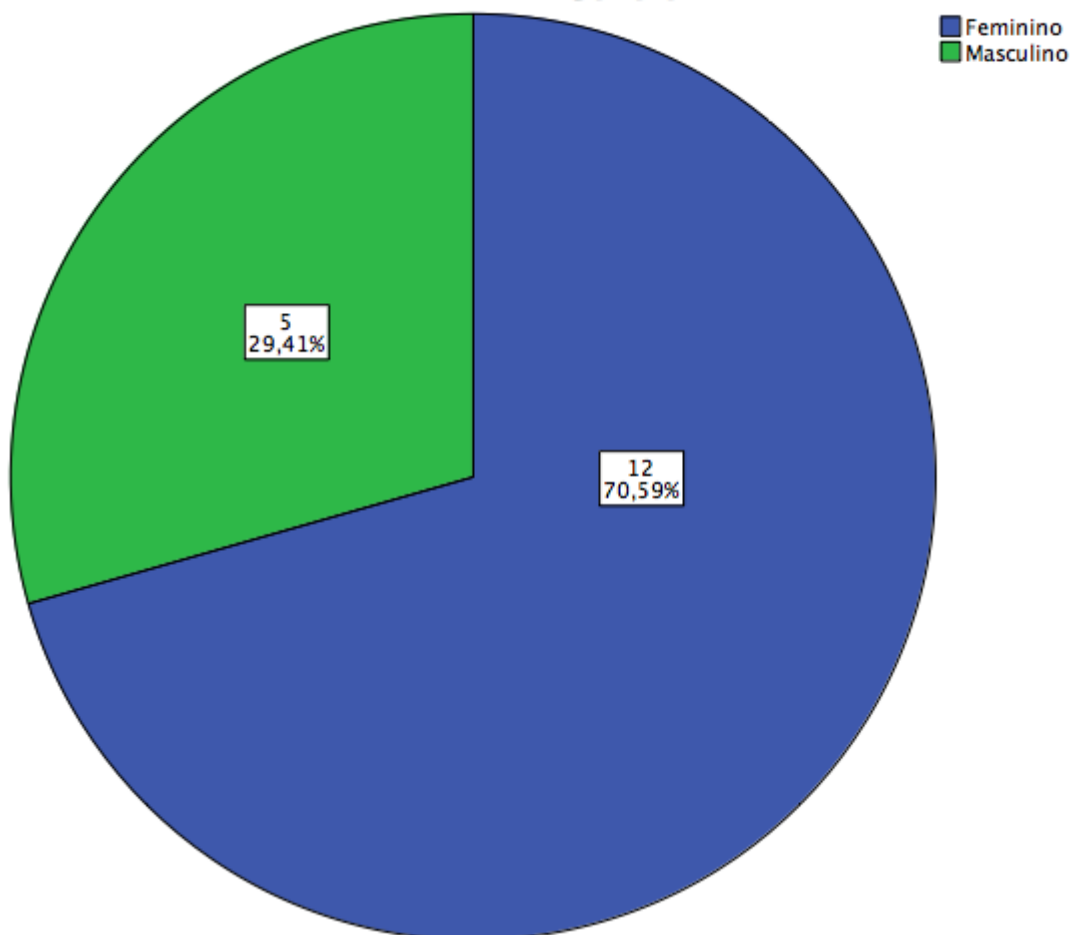
Gênero

N	Válido	17
	Ausente	0

Gênero

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	Feminino	12	70,6	70,6	70,6
	Masculino	5	29,4	29,4	100,0
	Total	17	100,0	100,0	

Gênero



```

FREQUENCIES VARIABLES=Idade
/STATISTICS=STDDEV VARIANCE MINIMUM MAXIMUM SEMEAN MEAN
MEDIAN MODE
/PIECHART FREQ
/ORDER=ANALYSIS.

```

Frequências

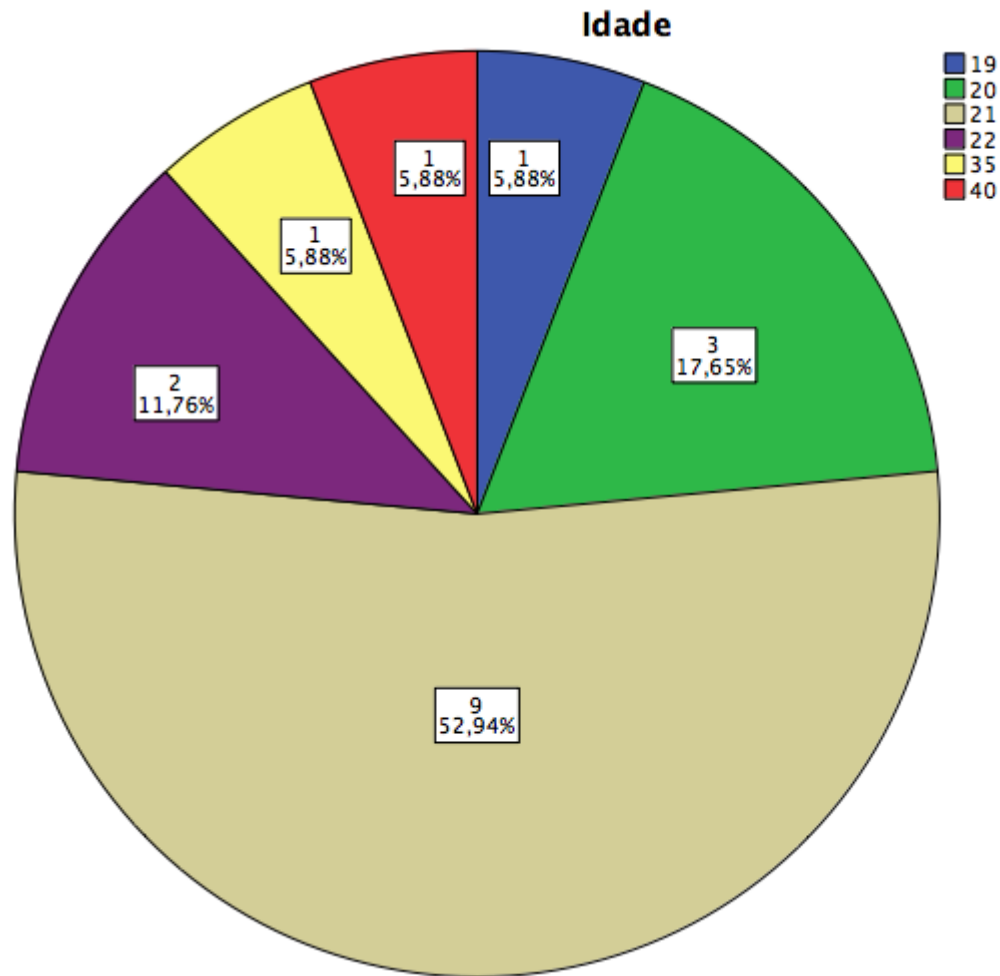
Estatísticas

Idade

N	Válido	17
	Ausente	0
Média		22,76
Erro de média padrão		1,373
Mediana		21,00
Modo		21
Desvio Padrão		5,663
Variância		32,066
Mínimo		19
Máximo		40

Idade

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	19	1	5,9	5,9	5,9
	20	3	17,6	17,6	23,5
	21	9	52,9	52,9	76,5
	22	2	11,8	11,8	88,2
	35	1	5,9	5,9	94,1
	40	1	5,9	5,9	100,0
	Total	17	100,0	100,0	



DATASET ACTIVATE Conjunto_de_dados2.

SAVE OUTFILE='/Users/marciafernandes/Desktop/Dados SPSS/Dados Caracterização Sociodemográfica.sav'

/COMPRESSED.

FREQUENCIES VARIABLES=LadoDominante

/STATISTICS=MODE

/PIECHART FREQ

/ORDER=ANALYSIS.

Frequências

Estatísticas

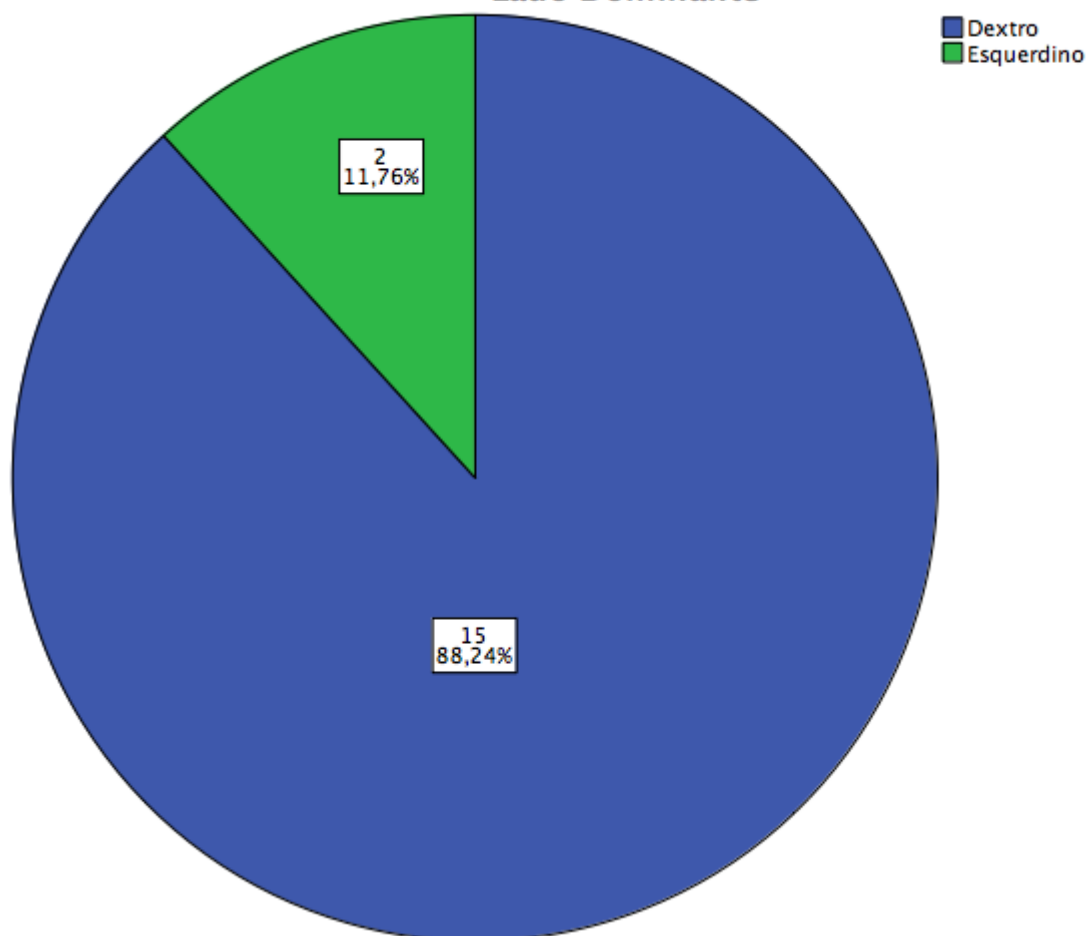
Lado Dominante

N	Válido	17
	Ausente	0

Lado Dominante

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	Dextro	15	88,2	88,2	88,2
	Esquerdino	2	11,8	11,8	100,0
	Total	17	100,0	100,0	

Lado Dominante



```

FREQUENCIES VARIABLES=IMC
  /STATISTICS=STDDEV VARIANCE RANGE MINIMUM MAXIMUM SEMEAN
  MEAN MEDIAN MODE
  /BARCHART FREQ
  /ORDER=ANALYSIS.

```

Frequências

Estatísticas

IMC

N	Válido	17
	Ausente	0
Média		22,4250497
Erro de média padrão		,92613878
Mediana		21,5138585
Modo		18,13202 ^a
Desvio Padrão		3,81856803
Variância		14,581
Intervalo		16,49402
Mínimo		18,13202
Máximo		34,62604

a. Ha vários modos. O menor valor é mostrado

IMC

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	18,13202	2	11,8	11,8	11,8
	19,37716	1	5,9	5,9	17,6
	19,87910	1	5,9	5,9	23,5
	21,19274	1	5,9	5,9	29,4
	21,43461	1	5,9	5,9	35,3
	21,49960	2	11,8	11,8	47,1
	21,51386	1	5,9	5,9	52,9
	22,10029	1	5,9	5,9	58,8
	22,14533	1	5,9	5,9	64,7

22,30815	1	5,9	5,9	70,6
22,67574	1	5,9	5,9	76,5
23,30668	1	5,9	5,9	82,4
24,24242	1	5,9	5,9	88,2
27,16049	1	5,9	5,9	94,1
34,62604	1	5,9	5,9	100,0
Total	17	100,0	100,0	

FREQUENCIES VARIABLES=ClassificacaoIMC
 /STATISTICS=MODE
 /PIECHART FREQ
 /ORDER=ANALYSIS.

Frequências

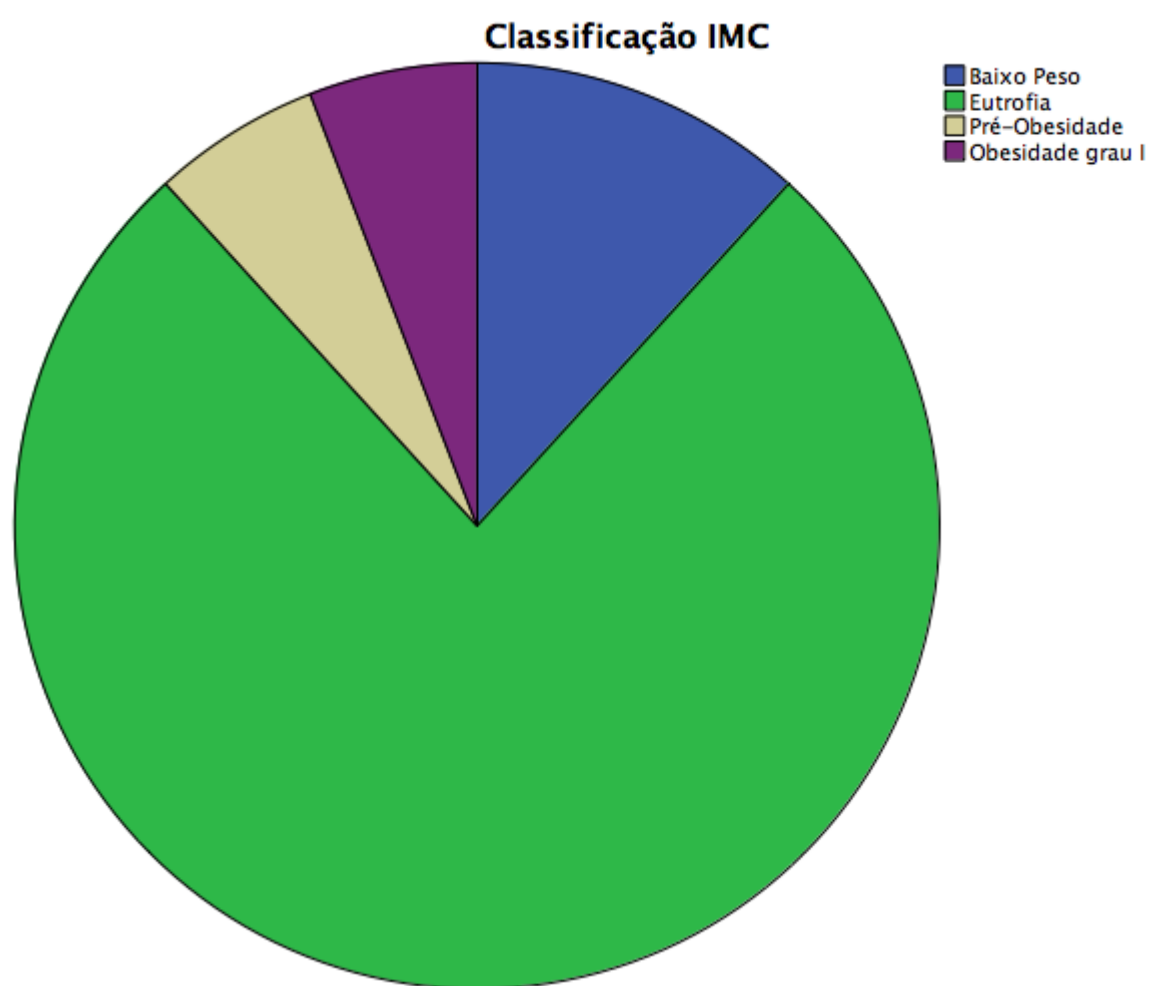
Estatísticas

Classificação IMC

N	Válido	17
	Ausente	0

Classificação IMC

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	Baixo Peso	2	11,8	11,8	11,8
	Eutrofia	13	76,5	76,5	88,2
	Pré-Obesidade	1	5,9	5,9	94,1
	Obesidade grau I	1	5,9	5,9	100,0
	Total	17	100,0	100,0	



Apêndice C

Documento de Consentimento Informado

Setúbal, Maio de 2015

CARTA CONVITE AOS PARTICIPANTES

Caro (a) Estudante

O meu nome é Ricardo Matias, docente e investigador do Departamento de Fisioterapia da Escola Superior de Saúde de Setúbal. Atualmente desenvolvo um projeto de investigação intitulado *Desenvolvimento e implementação de sistemas ambulatórios de análise de marcha em diferentes condições e características cinemáticas*

O seu contributo enquanto participante consistirá na realização de um conjunto de atividades dos quais serão recolhidos dados cinemáticos através dos sistemas ambulatórios de análise de movimento (Xsens e smartphone).

Considerando que a realização deste estudo só será possível com a sua participação, agradecemos antecipadamente a sua colaboração e a ela faremos menção no resultado final.

Caso surja alguma dúvida por favor não hesite em contactar-me através do seguinte endereço eletrónico: ricardo.matias@ess.ips.pt

Com os melhores cumprimentos,

Apêndice D

Distribuição normal das variáveis

Explorar

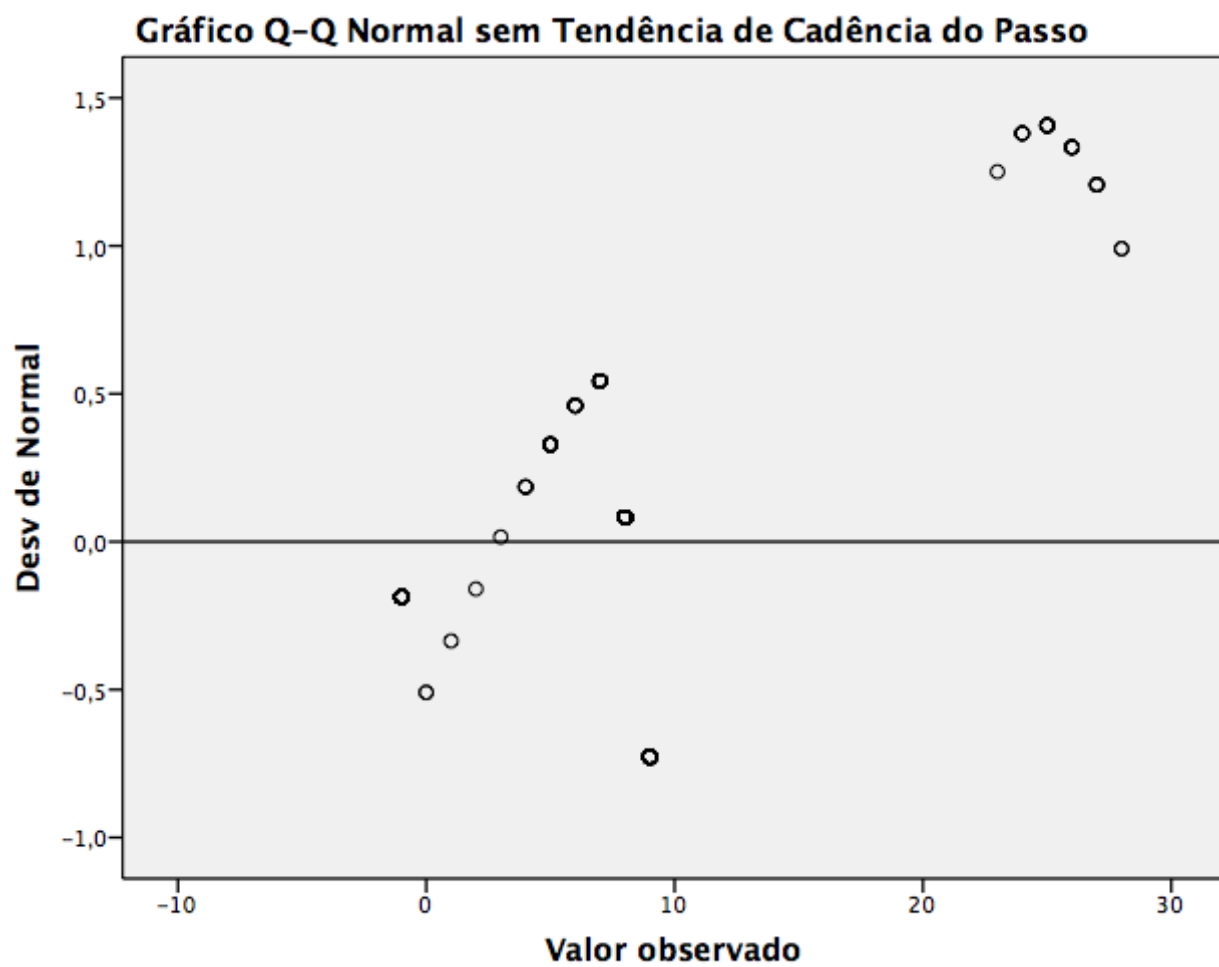
Resumo de processamento do caso

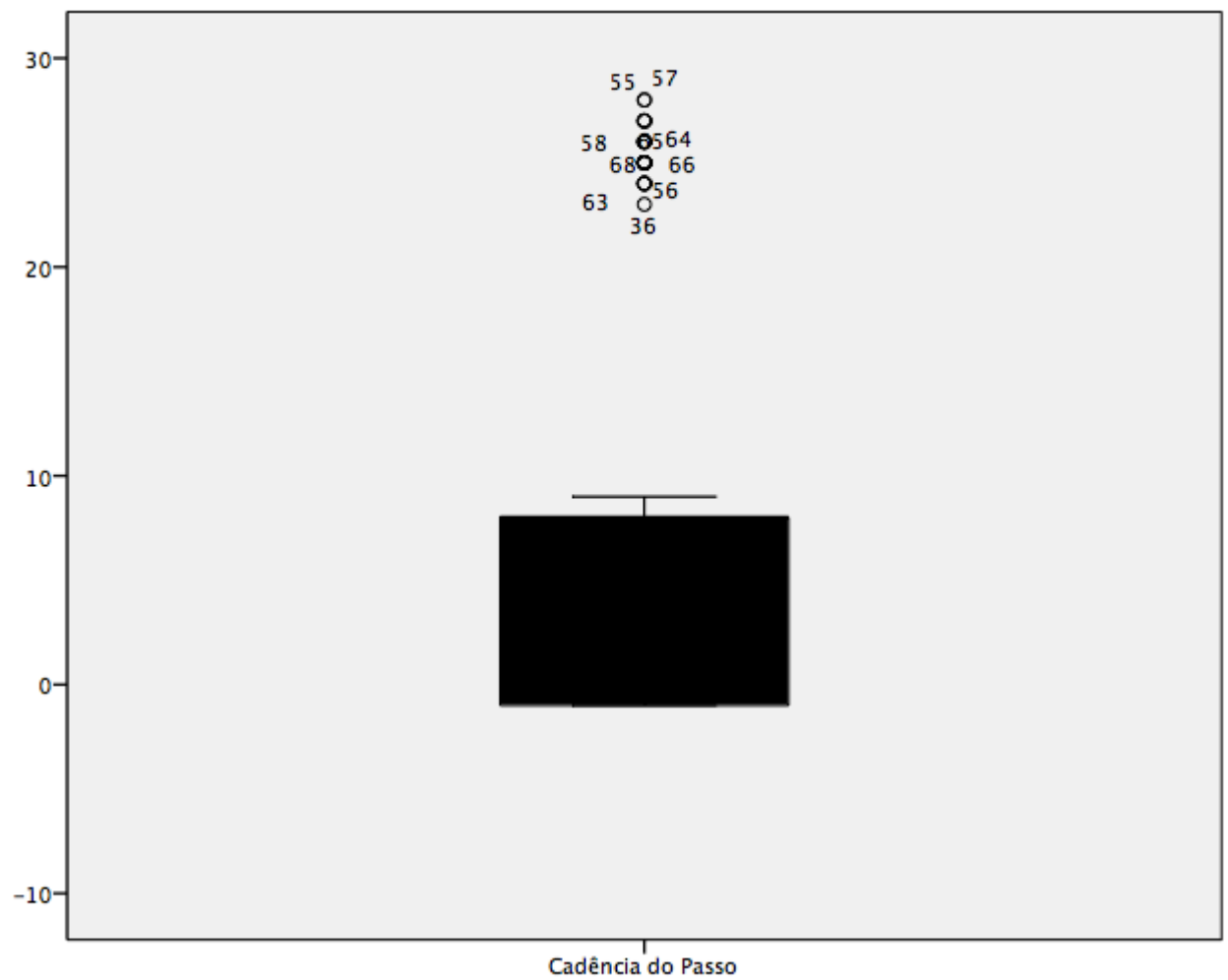
	Casos					
	Válido		Ausente		Total	
	N	Porcentagem	N	Porcentagem	N	Porcentagem
Cadência do Passo	918	100,0%	0	0,0%	918	100,0%
Tempo de apoio	918	100,0%	0	0,0%	918	100,0%
Tempo de balanço	918	100,0%	0	0,0%	918	100,0%

Descritivos

			Estatística	Erro Padrão
Cadência do Passo	Média		6,03	,184
	95% Intervalo de	Limite inferior	5,67	
	Confiança para	Limite superior	6,39	
	Média			
	5% da média aparada		5,58	
	Mediana		8,00	
	Variância		31,217	
	Desvio Padrão		5,587	
	Mínimo		-1	
	Máximo		28	
	Intervalo		29	
	Intervalo interquartil		9	
	Assimetria		1,053	,081
	Curtose		3,323	,161
Tempo de apoio	Média		,2221864	,02580440
	95% Intervalo de	Limite inferior	,1715439	
	Confiança para	Limite superior	,2728289	
	Média			
	5% da média aparada		,2384259	
	Mediana		,6499900	
	Variância		,611	
	Desvio Padrão		,78183490	
	Mínimo		-1,00000	
	Máximo		1,51042	
	Intervalo		2,51042	
	Intervalo interquartil		1,69896	
	Assimetria		-,862	,081
	Curtose		-1,080	,161

Stem width: 1
Each leaf: 5 case(s)





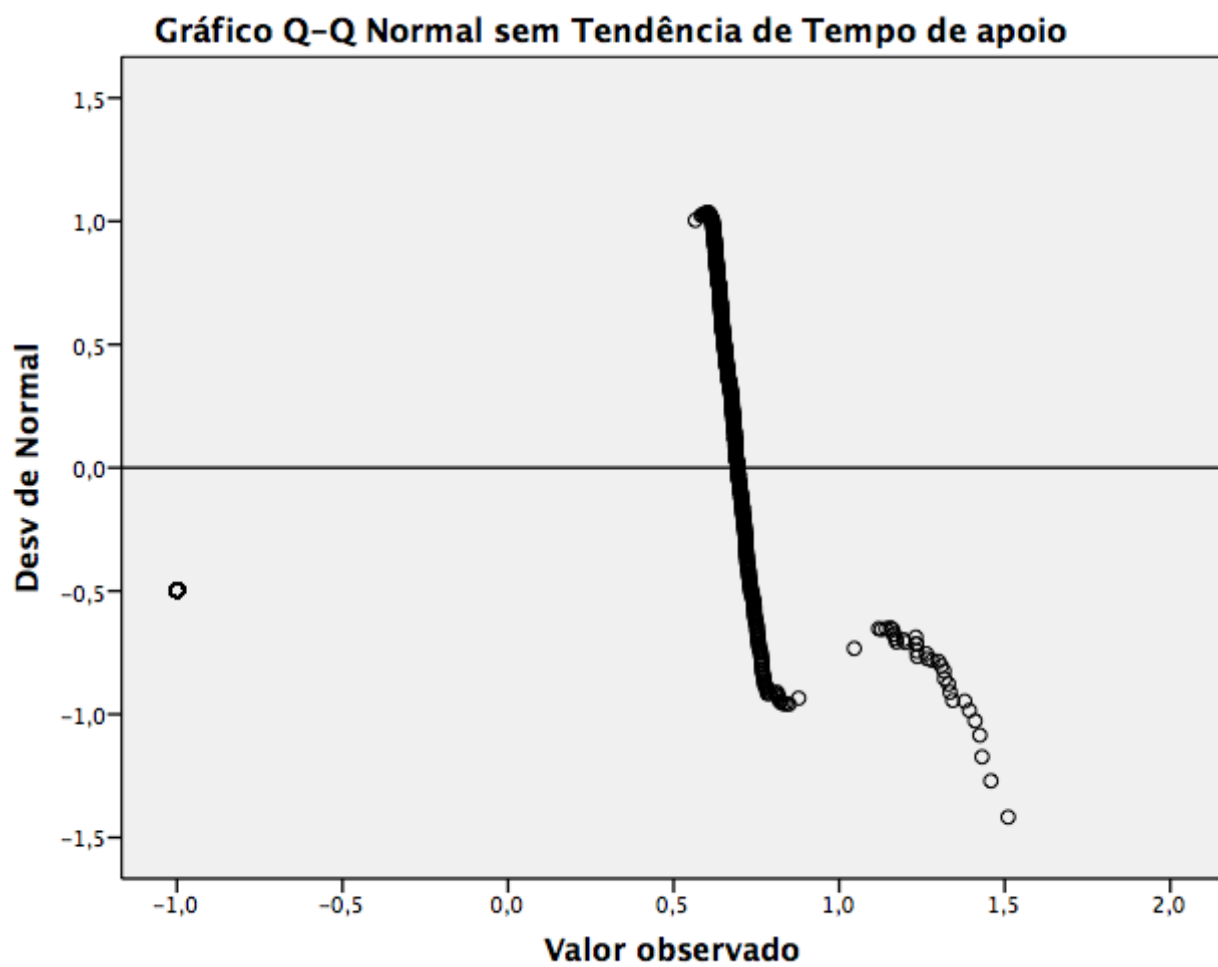
Tempo de apoio

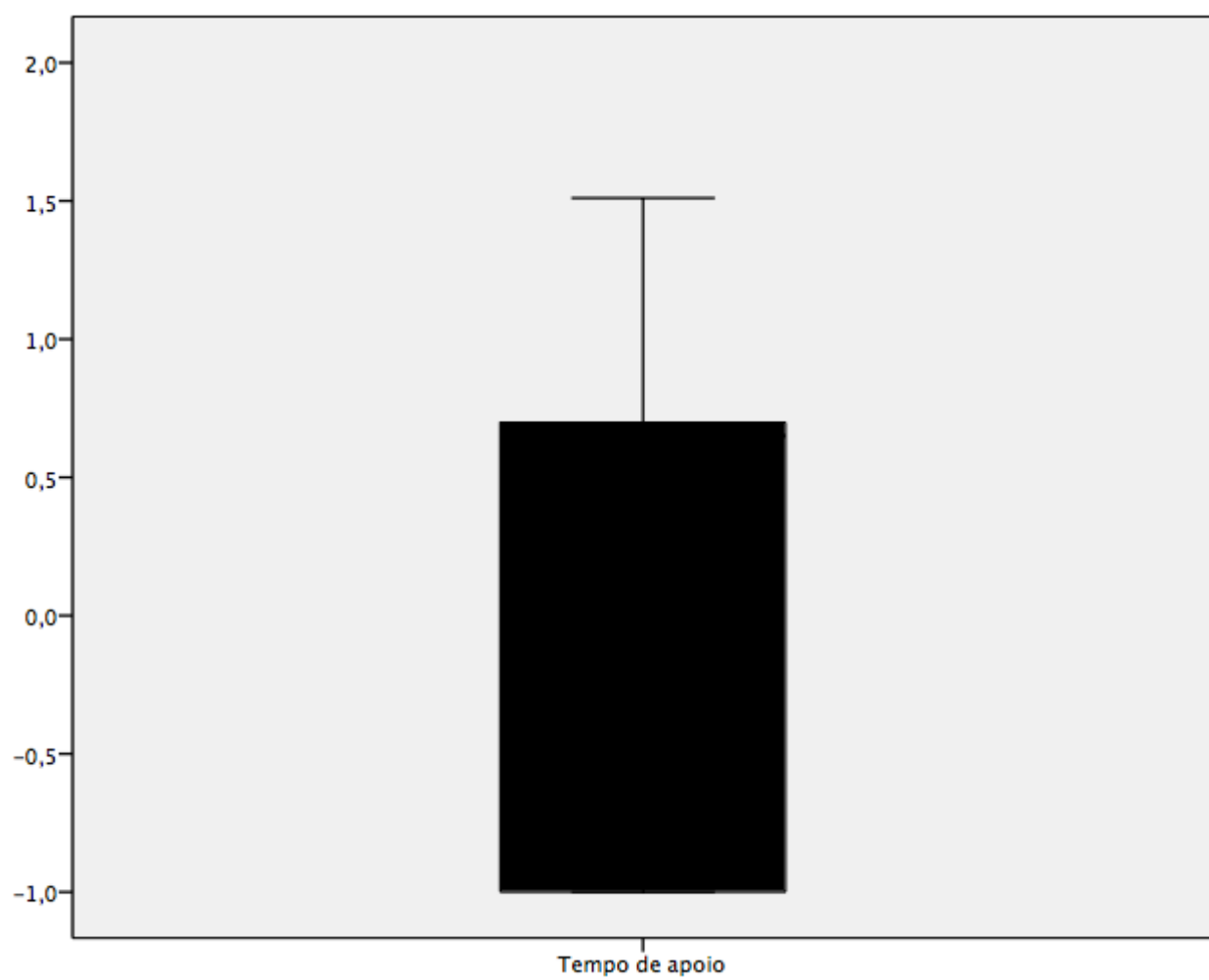
Tempo de apoio Stem-and-Leaf Plot

Frequency	Stem & Leaf
-----------	-------------

[illegible]

11,00	0 . 88
11,00	1 . 11&
18,00	1 . 23
5,00	1 . 4&





Tempo de balanço

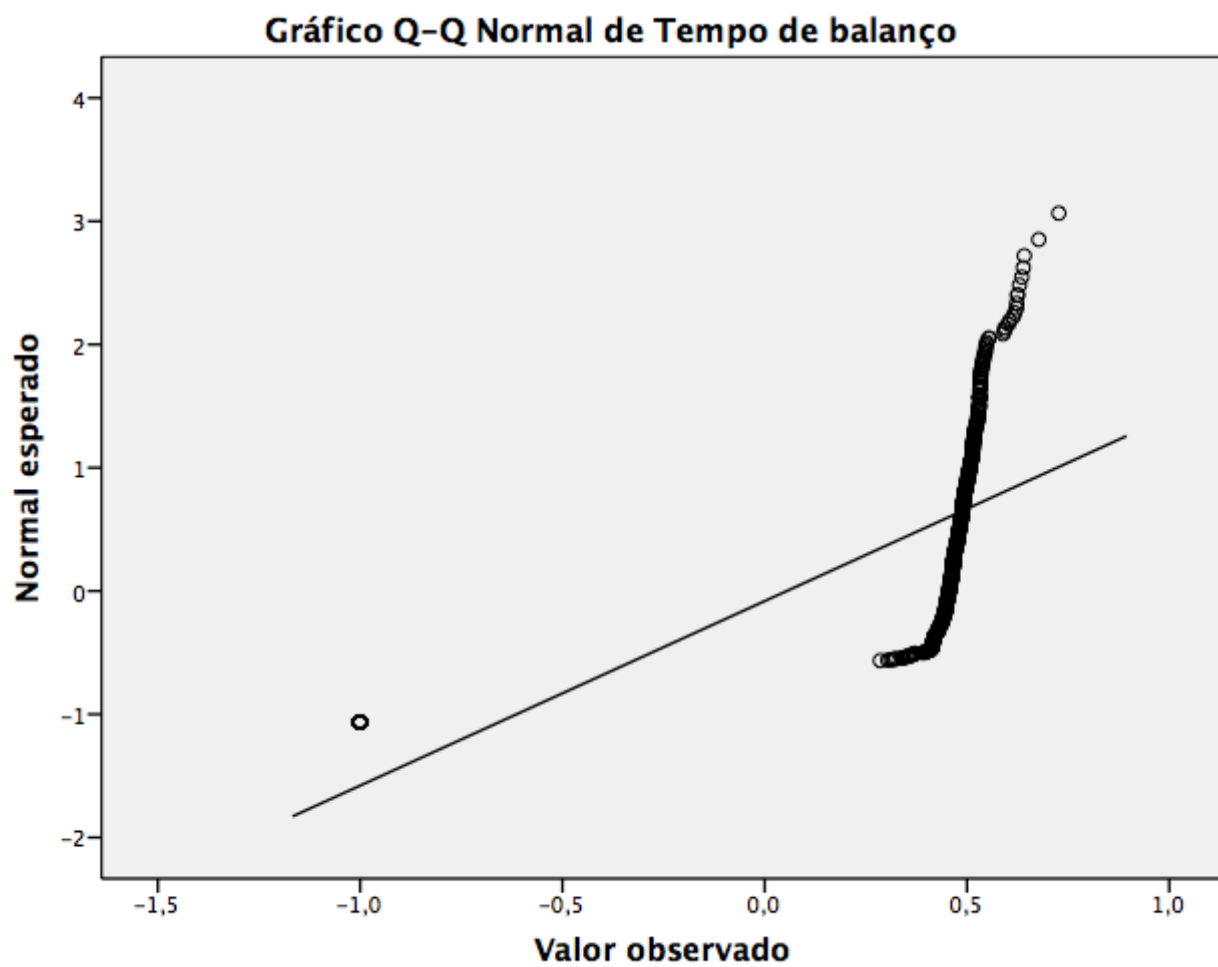
Tempo de balanço Stem-and-Leaf Plot

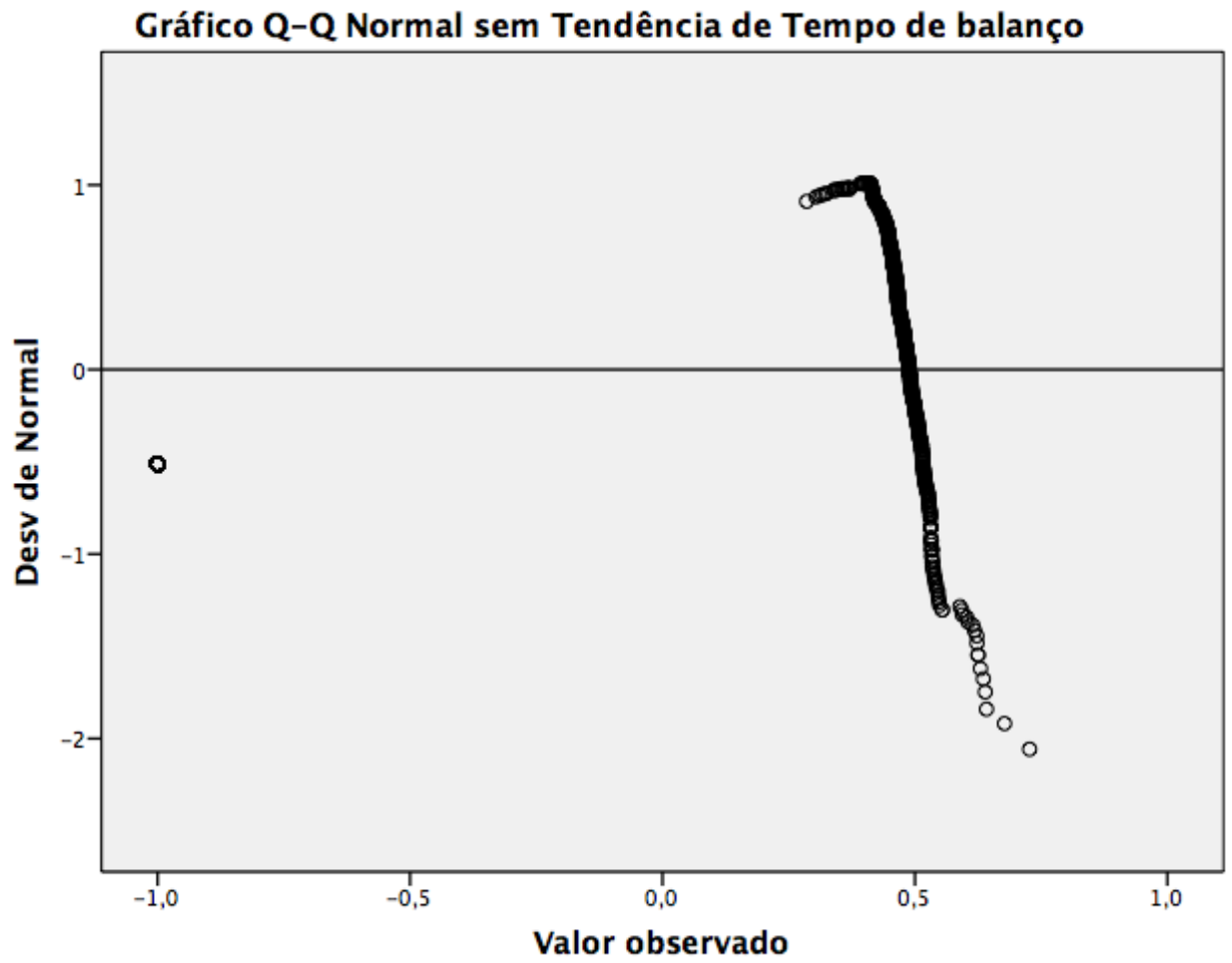
Frequency	Stem & Leaf
-----------	-------------

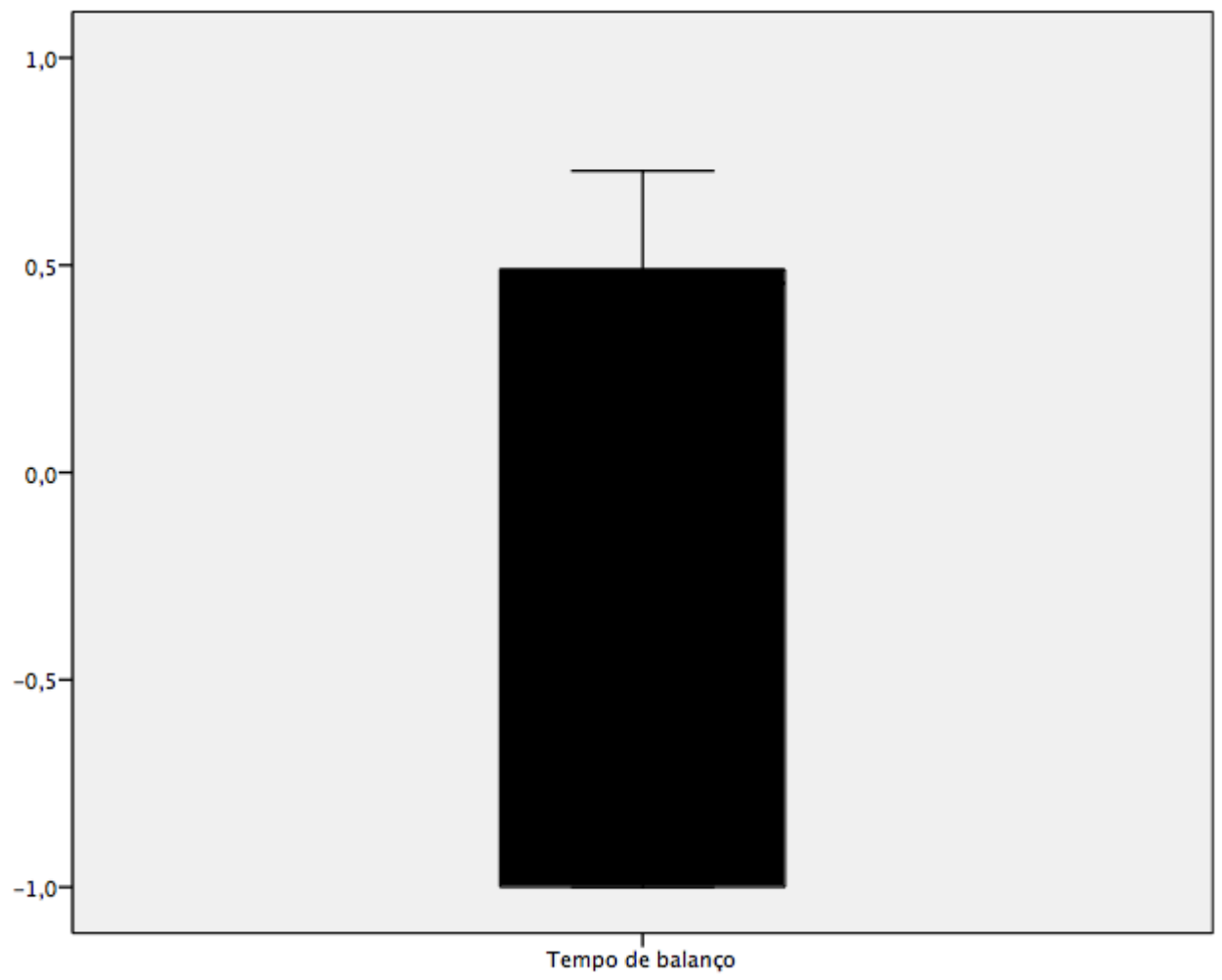
[illegible]

Stem width: ,10000
Each leaf: 5 case(s)

& denotes fractional leaves.







Apêndice E

Output PAWS Statistics – Variável cadência do passo

Frequências

[Conjunto_de_dados7] /Users/marciafernandes/Desktop/Dados SPSS/teste mann-whitney/cadencia.sav

Estatísticas

		cadência do passo_patam ar 2	cadência do passo_patam ar 3	cadência do passo_patam ar 4	cadência do passo_patam ar 5	cadência do passo_patam ar 6	cadência do passo_patam ar 7
N	Válido	34	34	34	34	32	27
	Ausente	0	0	0	0	2	7
Média		5,12	25,47	8,35	8,41	8,41	8,04
Erro de média padrão		,132	,208	,083	,086	,099	,146
Mediana		5,00	25,00	8,00	8,00	8,00	8,00
Modo		5	25	8	8	8	8
Desvio Padrão		,769	1,212	,485	,500	,560	,759
Variância		,592	1,469	,235	,250	,314	,575
Intervalo		3	5	1	1	2	4
Mínimo		3	23	8	8	7	5
Máximo		6	28	9	9	9	9

Estatísticas

		cadência do passo_patam ar 8	cadência do passo_patam ar 9	cadência do passo_patam ar 10	cadência do passo_patam ar 11	cadência do passo_patam ar 12	cadência do passo_patam ar 13
N	Válido	26	26	26	26	26	26
	Ausente	8	8	8	8	8	8
Média		8,31	8,23	8,19	8,08	8,23	8,12
Erro de média padrão		,108	,101	,096	,095	,084	,101
Mediana		8,00	8,00	8,00	8,00	8,00	8,00
Modo		8	8	8	8	8	8
Desvio Padrão		,549	,514	,491	,484	,430	,516
Variância		,302	,265	,242	,234	,185	,266
Intervalo		2	2	2	2	1	2
Mínimo		7	7	7	7	8	7
Máximo		9	9	9	9	9	9

Estatísticas

		cadência do passo_pata mar 14	cadência do passo_patam ar 15	cadência do passo_patam ar 16	cadência do passo_patam ar 17	cadência do passo_patam ar 18	cadência do passo_pata mar 19
N	Válido	26	24	24	22	22	22
	Ausente	8	10	10	12	12	12
Média		7,96	8,25	8,08	8,00	8,00	7,95
Erro de média padrão		,171	,090	,103	,093	,114	,104
Mediana		8,00	8,00	8,00	8,00	8,00	8,00
Modo		8	8	8	8	8	8
Desvio Padrão		,871	,442	,504	,436	,535	,486
Variância		,758	,196	,254	,190	,286	,236
Intervalo		4	1	2	2	2	2
Mínimo		5	8	7	7	7	7
Máximo		9	9	9	9	9	9

Estatísticas

		cadência do passo_pata mar 20	cadência do passo_patam ar 21	cadência do passo_patam ar 22	cadência do passo_patam ar 23	cadência do passo_patam ar 24	cadência do passo_pata mar 25
N	Válido	20	20	20	20	20	18
	Ausente	14	14	14	14	14	16
Média		8,00	7,90	8,05	7,90	8,05	7,72
Erro de média padrão		,126	,124	,114	,124	,088	,158
Mediana		8,00	8,00	8,00	8,00	8,00	8,00
Modo		8	8	8	8	8	8
Desvio Padrão		,562	,553	,510	,553	,394	,669
Variância		,316	,305	,261	,305	,155	,448
Intervalo		2	2	2	2	2	3
Mínimo		7	7	7	7	7	6
Máximo		9	9	9	9	9	9

Estatísticas

		cadência do passo_patamar 26	cadência do passo_patamar 27	cadência do passo_patamar 28
N	Válido	18	16	14
	Ausente	16	18	20
Média		7,89	7,50	7,79
Erro de média padrão		,137	,258	,155
Mediana		8,00	8,00	8,00
Modo		8	8	8
Desvio Padrão		,583	1,033	,579
Variância		,340	1,067	,335
Intervalo		2	4	2
Mínimo		7	5	7
Máximo		9	9	9

Tabela de Frequência

cadência do passo_patamar 2

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	3	1	2,9	2,9	2,9
	4	5	14,7	14,7	17,6
	5	17	50,0	50,0	67,6
	6	11	32,4	32,4	100,0
Total		34	100,0	100,0	

cadência do passo_patamar 3

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	23	1	2,9	2,9	2,9
	24	6	17,6	17,6	20,6
	25	12	35,3	35,3	55,9
	26	8	23,5	23,5	79,4
	27	5	14,7	14,7	94,1
	28	2	5,9	5,9	100,0
	Total	34	100,0	100,0	

cadência do passo_patamar 4

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	8	22	64,7	64,7	64,7
	9	12	35,3	35,3	100,0
	Total	34	100,0	100,0	

cadência do passo_patamar 5

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	8	20	58,8	58,8	58,8
	9	14	41,2	41,2	100,0
	Total	34	100,0	100,0	

cadência do passo_patamar 6

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	7	1	2,9	3,1	3,1
	8	17	50,0	53,1	56,3
	9	14	41,2	43,8	100,0
	Total	32	94,1	100,0	
Ausente	-1	2	5,9		
Total		34	100,0		

cadência do passo_patamar 7

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	5	1	2,9	3,7	3,7

	7	1	2,9	3,7	7,4
	8	20	58,8	74,1	81,5
	9	5	14,7	18,5	100,0
	Total	27	79,4	100,0	
Ausente	-1	7	20,6		
Total		34	100,0		

cadência do passo_patamar 8

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	7	1	2,9	3,8	3,8
	8	16	47,1	61,5	65,4
	9	9	26,5	34,6	100,0
	Total	26	76,5	100,0	
Ausente	-1	8	23,5		
Total		34	100,0		

cadência do passo_patamar 9

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	7	1	2,9	3,8	3,8
	8	18	52,9	69,2	73,1
	9	7	20,6	26,9	100,0
	Total	26	76,5	100,0	
Ausente	-1	8	23,5		
Total		34	100,0		

cadência do passo_patamar 10

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	7	1	2,9	3,8	3,8
	8	19	55,9	73,1	76,9
	9	6	17,6	23,1	100,0
	Total	26	76,5	100,0	
Ausente	-1	8	23,5		
Total		34	100,0		

cadência do passo_patamar 11

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	7	2	5,9	7,7	7,7
	8	20	58,8	76,9	84,6
	9	4	11,8	15,4	100,0
	Total	26	76,5	100,0	
Ausente	-1	8	23,5		
Total		34	100,0		

cadência do passo_patamar 12

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	8	20	58,8	76,9	76,9
	9	6	17,6	23,1	100,0
	Total	26	76,5	100,0	
Ausente	-1	8	23,5		
Total		34	100,0		

cadência do passo_patamar 13

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	7	2	5,9	7,7	7,7
	8	19	55,9	73,1	80,8
	9	5	14,7	19,2	100,0
	Total	26	76,5	100,0	
Ausente	-1	8	23,5		
Total		34	100,0		

cadência do passo_patamar 14

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	5	1	2,9	3,8	3,8
	6	1	2,9	3,8	7,7
	7	1	2,9	3,8	11,5
	8	18	52,9	69,2	80,8
	9	5	14,7	19,2	100,0
	Total	26	76,5	100,0	
Ausente	-1	8	23,5		
Total		34	100,0		

cadência do passo_patamar 15

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	8	18	52,9	75,0	75,0
	9	6	17,6	25,0	100,0
	Total	24	70,6	100,0	
Ausente	-1	10	29,4		
Total		34	100,0		

cadência do passo_patamar 16

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	7	2	5,9	8,3	8,3
	8	18	52,9	75,0	83,3
	9	4	11,8	16,7	100,0
	Total	24	70,6	100,0	
Ausente	-1	10	29,4		
Total		34	100,0		

cadência do passo_patamar 17

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	7	2	5,9	9,1	9,1
	8	18	52,9	81,8	90,9
	9	2	5,9	9,1	100,0
	Total	22	64,7	100,0	
Ausente	-1	12	35,3		
Total		34	100,0		

cadência do passo_patamar 18

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	7	3	8,8	13,6	13,6
	8	16	47,1	72,7	86,4
	9	3	8,8	13,6	100,0
	Total	22	64,7	100,0	
Ausente	-1	12	35,3		
Total		34	100,0		

cadência do passo_patamar 19

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	7	3	8,8	13,6	13,6
	8	17	50,0	77,3	90,9
	9	2	5,9	9,1	100,0
	Total	22	64,7	100,0	
Ausente	-1	12	35,3		
Total		34	100,0		

cadência do passo_patamar 20

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	7	3	8,8	15,0	15,0
	8	14	41,2	70,0	85,0
	9	3	8,8	15,0	100,0
	Total	20	58,8	100,0	
Ausente	-1	14	41,2		
Total		34	100,0		

cadência do passo_patamar 21

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	7	4	11,8	20,0	20,0
	8	14	41,2	70,0	90,0
	9	2	5,9	10,0	100,0
	Total	20	58,8	100,0	
Ausente	-1	14	41,2		
Total		34	100,0		

cadência do passo_patamar 22

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	7	2	5,9	10,0	10,0
	8	15	44,1	75,0	85,0
	9	3	8,8	15,0	100,0
	Total	20	58,8	100,0	
Ausente	-1	14	41,2		

Total	34	100,0		
-------	----	-------	--	--

cadência do passo_patamar 23

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	7	4	11,8	20,0	20,0
	8	14	41,2	70,0	90,0
	9	2	5,9	10,0	100,0
	Total	20	58,8	100,0	
Ausente	-1	14	41,2		
Total		34	100,0		

cadência do passo_patamar 24

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	7	1	2,9	5,0	5,0
	8	17	50,0	85,0	90,0
	9	2	5,9	10,0	100,0
	Total	20	58,8	100,0	
Ausente	-1	14	41,2		
Total		34	100,0		

cadência do passo_patamar 25

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	6	1	2,9	5,6	5,6
	7	4	11,8	22,2	27,8
	8	12	35,3	66,7	94,4
	9	1	2,9	5,6	100,0
	Total	18	52,9	100,0	
Ausente	-1	16	47,1		
Total		34	100,0		

cadência do passo_patamar 26

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	7	4	11,8	22,2	22,2
	8	12	35,3	66,7	88,9
	9	2	5,9	11,1	100,0

Total	18	52,9	100,0
Ausente -1	16	47,1	
Total	34	100,0	

cadência do passo_patamar 27

	Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido 5	1	2,9	6,3	6,3
6	1	2,9	6,3	12,5
7	5	14,7	31,3	43,8
8	7	20,6	43,8	87,5
9	2	5,9	12,5	100,0
Total	16	47,1	100,0	
Ausente -1	18	52,9		
Total	34	100,0		

cadência do passo_patamar 28

	Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido 7	4	11,8	28,6	28,6
8	9	26,5	64,3	92,9
9	1	2,9	7,1	100,0
Total	14	41,2	100,0	
Ausente -1	20	58,8		
Total	34	100,0		

Testes de NPar

Estatísticas descritivas

	N	Média	Erro Desvio	Mínimo	Máximo
cadência do passo_patamar 2	34	5,12	,769	3	6
cadência do passo_patamar 3	34	25,47	1,212	23	28
cadência do passo_patamar 4	34	8,35	,485	8	9
cadência do passo_patamar 5	34	8,41	,500	8	9
cadência do passo_patamar 6	32	8,41	,560	7	9
cadência do passo_patamar 7	27	8,04	,759	5	9
cadência do passo_patamar 8	26	8,31	,549	7	9
cadência do passo_patamar 9	26	8,23	,514	7	9
cadência do passo_patamar 10	26	8,19	,491	7	9
cadência do passo_patamar 11	26	8,08	,484	7	9
cadência do passo_patamar 12	26	8,23	,430	8	9
cadência do passo_patamar 13	26	8,12	,516	7	9
cadência do passo_patamar 14	26	7,96	,871	5	9
cadência do passo_patamar 15	24	8,25	,442	8	9
cadência do passo_patamar 16	24	8,08	,504	7	9
cadência do passo_patamar 17	22	8,00	,436	7	9
cadência do passo_patamar 18	22	8,00	,535	7	9
cadência do passo_patamar 19	22	7,95	,486	7	9
cadência do passo_patamar 20	20	8,00	,562	7	9

cadência do passo_patamar 21	20	7,90	,553	7	9
cadência do passo_patamar 22	20	8,05	,510	7	9
cadência do passo_patamar 23	20	7,90	,553	7	9
cadência do passo_patamar 24	20	8,05	,394	7	9
cadência do passo_patamar 25	18	7,72	,669	6	9
cadência do passo_patamar 26	18	7,89	,583	7	9
cadência do passo_patamar 27	16	7,50	1,033	5	9
cadência do passo_patamar 28	14	7,79	,579	7	9
variação de velocidade	34	1,50	,508	1	2

Teste Mann-Whitney

Classificações

	variação de velocidade	N	Postos de média	Soma de Classificações
cadência do passo_patamar 2	lado assimétrico	17	16,18	275,00
	lado simétrico	17	18,82	320,00
	Total	34		
cadência do passo_patamar 3	lado assimétrico	17	16,00	272,00
	lado simétrico	17	19,00	323,00
	Total	34		
cadência do passo_patamar 4	lado assimétrico	17	15,50	263,50
	lado simétrico	17	19,50	331,50
	Total	34		
cadência do passo_patamar 5	lado assimétrico	17	16,50	280,50
	lado simétrico	17	18,50	314,50
	Total	34		
cadência do passo_patamar 6	lado assimétrico	16	17,19	275,00
	lado simétrico	16	15,81	253,00

	Total	32		
cadência do passo_patamar 7	lado assimétrico	13	14,58	189,50
	lado simétrico	14	13,46	188,50
	Total	27		
cadência do passo_patamar 8	lado assimétrico	13	13,65	177,50
	lado simétrico	13	13,35	173,50
	Total	26		
cadência do passo_patamar 9	lado assimétrico	13	14,35	186,50
	lado simétrico	13	12,65	164,50
	Total	26		
cadência do passo_patamar 10	lado assimétrico	13	13,88	180,50
	lado simétrico	13	13,12	170,50
	Total	26		
cadência do passo_patamar 11	lado assimétrico	13	12,58	163,50
	lado simétrico	13	14,42	187,50
	Total	26		
cadência do passo_patamar 12	lado assimétrico	13	12,50	162,50
	lado simétrico	13	14,50	188,50
	Total	26		
cadência do passo_patamar 13	lado assimétrico	13	13,96	181,50
	lado simétrico	13	13,04	169,50
	Total	26		
cadência do passo_patamar 14	lado assimétrico	13	13,62	177,00
	lado simétrico	13	13,38	174,00
	Total	26		
cadência do passo_patamar 15	lado assimétrico	12	12,50	150,00
	lado simétrico	12	12,50	150,00
	Total	24		
cadência do passo_patamar 16	lado assimétrico	12	12,58	151,00
	lado simétrico	12	12,42	149,00
	Total	24		
cadência do passo_patamar 17	lado assimétrico	11	11,50	126,50
	lado simétrico	11	11,50	126,50
	Total	22		
cadência do passo_patamar 18	lado assimétrico	11	12,36	136,00
	lado simétrico	11	10,64	117,00
	Total	22		
cadência do passo_patamar 19	lado assimétrico	11	11,09	122,00
	lado simétrico	11	11,91	131,00
	Total	22		
cadência do	lado assimétrico	10	8,80	88,00

passo_patamar 20	lado simétrico	10	12,20	122,00
	Total	20		
cadência do	lado assimétrico	10	10,50	105,00
passo_patamar 21	lado simétrico	10	10,50	105,00
	Total	20		
cadência do	lado assimétrico	10	10,95	109,50
passo_patamar 22	lado simétrico	10	10,05	100,50
	Total	20		
cadência do	lado assimétrico	10	9,60	96,00
passo_patamar 23	lado simétrico	10	11,40	114,00
	Total	20		
cadência do	lado assimétrico	10	10,05	100,50
passo_patamar 24	lado simétrico	10	10,95	109,50
	Total	20		
cadência do	lado assimétrico	9	10,44	94,00
passo_patamar 25	lado simétrico	9	8,56	77,00
	Total	18		
cadência do	lado assimétrico	9	8,61	77,50
passo_patamar 26	lado simétrico	9	10,39	93,50
	Total	18		
cadência do	lado assimétrico	8	8,19	65,50
passo_patamar 27	lado simétrico	8	8,81	70,50
	Total	16		
cadência do	lado assimétrico	7	7,86	55,00
passo_patamar 28	lado simétrico	7	7,14	50,00
	Total	14		

Estatísticas de teste^a

	cadência do passo_pata mar 2	cadência do passo_pata mar 3	cadência do passo_pata mar 4	cadência do passo_pata mar 5	cadência do passo_pata mar 6	cadência do passo_pata mar 7
U de Mann-Whitney	122,000	119,000	110,500	127,500	117,000	83,500
Wilcoxon W	275,000	272,000	263,500	280,500	253,000	188,500
Z	-,846	-,908	-1,414	-,687	-,473	-,475
Significância Sig. (2 extremidades)	,397	,364	,157	,492	,636	,635

Sig exata [2*(Sig. de 1 extremidade)]	,454 ^b	,394 ^b	,245 ^b	,563 ^b	,696 ^b	,720 ^b
Sig exata (2 extremidades)	,397	,366	,282	,728	,722	,554
Sig exata (1 extremidade)	,199	,183	,141	,364	,361	,316
Probabilidade de ponto	,032	,004	,106	,216	,097	,084

Estatísticas de teste^a

	cadência do passo_pata mar 8	cadência do passo_pata mar 9	cadência do passo_pata mar 10	cadência do passo_pata mar 11	cadência do passo_pata mar 12	cadência do passo_pata mar 13
U de Mann- Whitney	82,500	73,500	79,500	72,500	71,500	78,500
Wilcoxon W	173,500	164,500	170,500	163,500	162,500	169,500
Z	-,120	-,700	-,331	-,836	-,913	-,396
Significância Sig. (2 extremidades)	,904	,484	,740	,403	,361	,692
Sig exata [2*(Sig. de 1 extremidade)]	,920 ^b	,579 ^b	,801 ^b	,545 ^b	,511 ^b	,762 ^b
Sig exata (2 extremidades)	1,000	,705	1,000	,496	,645	,855
Sig exata (1 extremidade)	,500	,353	,500	,248	,322	,427
Probabilidade de ponto	,139	,164	,178	,129	,242	,178

Estatísticas de teste^a

	cadência do passo_pata mar 14	cadência do passo_pata mar 15	cadência do passo_pata mar 16	cadência do passo_pata mar 17	cadência do passo_pata mar 18	cadência do passo_pata mar 19
U de Mann- Whitney	83,000	72,000	71,000	60,500	51,000	56,000
Wilcoxon W	174,000	150,000	149,000	126,500	117,000	122,000
Z	-,095	,000	-,076	,000	-,798	-,403
Significância Sig. (2 extremidades)	,925	1,000	,939	1,000	,425	,687

Sig exata [2*(Sig. de 1 extremidade)]	,960 ^b	1,000 ^b	,977 ^b	1,000 ^b	,562 ^b	,797 ^b
Sig exata (2 extremidades)	,832	1,000	,784	1,000	,696	1,000
Sig exata (1 extremidade)	,416	,680	,392	,683	,348	,500
Probabilidade de ponto	,051	,360	,047	,366	,232	,083

Estatísticas de teste^a

	cadência do passo_pata mar 20	cadência do passo_pata mar 21	cadência do passo_pata mar 22	cadência do passo_pata mar 23	cadência do passo_pata mar 24	cadência do passo_pata mar 25
U de Mann- Whitney	33,000	50,000	45,500	41,000	45,500	32,000
Wilcoxon W	88,000	105,000	100,500	96,000	100,500	77,000
Z	-1,592	,000	-,449	-,844	-,548	-,901
Significância Sig. (2 extremidades)	,111	1,000	,654	,399	,584	,368
Sig exata [2*(Sig. de 1 extremidade)]	,218 ^b	1,000 ^b	,739 ^b	,529 ^b	,739 ^b	,489 ^b
Sig exata (2 extremidades)	,232	1,000	,837	,495	1,000	,502
Sig exata (1 extremidade)	,116	,611	,419	,248	,500	,251
Probabilidade de ponto	,098	,223	,209	,130	,263	,114

Estatísticas de teste^a

	cadência do passo_patamar 26	cadência do passo_patamar 27	cadência do passo_patamar 28
U de Mann-Whitney	32,500	29,500	22,000
Wilcoxon W	77,500	65,500	50,000
Z	-,848	-,279	-,378
Significância Sig. (2 extremidades)	,396	,780	,705
Sig exata [2*(Sig. de 1 extremidade)]	,489 ^b	,798 ^b	,805 ^b
Sig exata (2 extremidades)	,495	,847	1,000
Sig exata (1 extremidade)	,248	,423	,500

Probabilidade de ponto	,130	,054	,220
------------------------	------	------	------

a. Variável de Agrupamento: variação de velocidade

b. Não corrigido para vínculos.

ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS

Cadência Lado Assimétrico

Estatísticas

	cadencia patamar 2	cadencia patamar 3	cadencia patamar 4	cadencia patamar 5	cadencia patamar 6	cadencia patamar 7
N Válido	17	17	17	17	16	13
Ausente	0	0	0	0	1	4
Média	5,00	25,24	8,24	8,35	8,44	8,15
Mediana	5,00	25,00	8,00	8,00	8,50	8,00
Modo	5	25	8	8	9	8
Desvio Padrão	,791	1,033	,437	,493	,629	,555
Variância	,625	1,066	,191	,243	,396	,308
Intervalo	3	4	1	1	2	2
Mínimo	3	23	8	8	7	7
Máximo	6	27	9	9	9	9

Estatísticas

	cadencia patamar 8	cadencia patamar 9	cadencia patamar 10	cadencia patamar 11	cadencia patamar 12	cadencia patamar 13
N Válido	13	13	13	13	13	13
Ausente	4	4	4	4	4	4
Média	8,31	8,31	8,23	8,00	8,15	8,15
Mediana	8,00	8,00	8,00	8,00	8,00	8,00
Modo	8	8	8	8	8	8
Desvio Padrão	,630	,480	,439	,408	,376	,555
Variância	,397	,231	,192	,167	,141	,308
Intervalo	2	1	1	2	1	2
Mínimo	7	8	8	7	8	7
Máximo	9	9	9	9	9	9

Estatísticas

		cadencia patamar 14	cadencia patamar 15	cadencia patamar 16	cadencia patamar 17	cadencia patamar 18	cadencia patamar 19
N	Válido	13	12	12	11	11	11
	Ausente	4	5	5	6	6	6
Média		8,00	8,25	8,08	8,00	8,09	7,91
Mediana		8,00	8,00	8,00	8,00	8,00	8,00
Modo		8	8	8	8	8	8
Desvio Padrão		,816	,452	,669	,632	,539	,302
Variância		,667	,205	,447	,400	,291	,091
Intervalo		3	1	2	2	2	1
Mínimo		6	8	7	7	7	7
Máximo		9	9	9	9	9	8

Estatísticas

		cadencia patamar 20	cadencia patamar 21	cadencia patamar 22	cadencia patamar 23	cadencia patamar 24	cadencia patamar 25
N	Válido	10	10	10	10	10	9
	Ausente	7	7	7	7	7	8
Média		7,80	7,90	8,10	7,80	8,00	7,89
Mediana		8,00	8,00	8,00	8,00	8,00	8,00
Modo		8	8	8	8	8	8
Desvio Padrão		,632	,568	,568	,632	,471	,601
Variância		,400	,322	,322	,400	,222	,361
Intervalo		2	2	2	2	2	2
Mínimo		7	7	7	7	7	7
Máximo		9	9	9	9	9	9

Estatísticas

		cadencia patamar 26	cadencia patamar 27	cadencia patamar 28
N	Válido	9	8	7
	Ausente	8	9	10
Média		7,78	7,50	7,86
Mediana		8,00	7,50	8,00
Modo		8	7 ^a	8
Desvio Padrão		,667	,926	,690
Variância		,444	,857	,476
Intervalo		2	3	2
Mínimo		7	6	7
Máximo		9	9	9

a. Ha vários modos. O menor valor é mostrado

Cadência Lado Simétrico

Estatísticas

		cadencia patamar 2	cadencia patamar 3	cadencia patamar 4	cadencia patamar 5	cadencia patamar 6	cadencia patamar 7
N	Válido	17	17	17	17	16	14
	Ausente	0	0	0	0	1	3
Média		5,24	25,71	8,47	8,47	8,38	7,93
Mediana		5,00	26,00	8,00	8,00	8,00	8,00
Modo		5 ^a	24 ^a	8	8	8	8
Desvio Padrão		,752	1,359	,514	,514	,500	,917
Variância		,566	1,846	,265	,265	,250	,841
Intervalo		2	4	1	1	1	4
Mínimo		4	24	8	8	8	5
Máximo		6	28	9	9	9	9

Estatísticas

		cadencia patamar 8	cadencia patamar 9	cadencia patamar 10	cadencia patamar 11	cadencia patamar 12	cadencia patamar 13
N	Válido	13	13	13	13	13	13
	Ausente	4	4	4	4	4	4
Média		8,31	8,15	8,15	8,15	8,31	8,08
Mediana		8,00	8,00	8,00	8,00	8,00	8,00
Modo		8	8	8	8	8	8
Desvio Padrão		,480	,555	,555	,555	,480	,494
Variância		,231	,308	,308	,308	,231	,244
Intervalo		1	2	2	2	1	2
Mínimo		8	7	7	7	8	7
Máximo		9	9	9	9	9	9

Estatísticas

		cadencia patamar 14	cadencia patamar 15	cadencia patamar 16	cadencia patamar 17	cadencia patamar 18	cadencia patamar 19
N	Válido	13	12	12	11	11	11
	Ausente	4	5	5	6	6	6
Média		7,92	8,25	8,08	8,00	7,91	8,00
Mediana		8,00	8,00	8,00	8,00	8,00	8,00
Modo		8	8	8	8	8	8
Desvio Padrão		,954	,452	,289	,000	,539	,632
Variância		,910	,205	,083	,000	,291	,400
Intervalo		4	1	1	0	2	2
Mínimo		5	8	8	8	7	7
Máximo		9	9	9	8	9	9

Estatísticas

		cadencia patamar 20	cadencia patamar 21	cadencia patamar 22	cadencia patamar 23	cadencia patamar 24	cadencia patamar 25
N	Válido	10	10	10	10	10	9
	Ausente	7	7	7	7	7	8
Média		8,20	7,90	8,00	8,00	8,10	7,56
Mediana		8,00	8,00	8,00	8,00	8,00	8,00
Modo		8	8	8	8	8	8
Desvio Padrão		,422	,568	,471	,471	,316	,726
Variância		,178	,322	,222	,222	,100	,528
Intervalo		1	2	2	2	1	2
Mínimo		8	7	7	7	8	6
Máximo		9	9	9	9	9	8

Estatísticas

		cadencia patamar 26	cadencia patamar 27	cadencia patamar 28
N	Válido	9	8	7
	Ausente	8	9	10
Média		8,00	7,50	7,71
Mediana		8,00	8,00	8,00
Modo		8	8	8
Desvio Padrão		,500	1,195	,488
Variância		,250	1,429	,238
Intervalo		2	4	1
Mínimo		7	5	7
Máximo		9	9	8

a. Ha vários modos. O menor valor é mostrado

Apêndice F

Output PAWS Statistics – Variável tempo de apoio

Frequências

Estatísticas

		Tempo de apoio_2	Tempo de apoio_3	Tempo de apoio_4	Tempo de apoio_5	Tempo de apoio_6	Tempo de apoio_7
N	Válido	34	34	34	34	32	26
	Ausente	0	0	0	0	2	8
Média		1,2665194	,6866547	,6520694	,6547056	,6550516	,6662462
Mediana		1,2497200	,6861700	,6456000	,6531250	,6442700	,6635400
Modo		1,16500 ^a	,61975 ^a	,63646	,62500 ^a	,63889	,61979
Desvio Padrão		,11050329	,04045825	,03373588	,03377234	,03434918	,03968256
Variância		,012	,002	,001	,001	,001	,002
Intervalo		,46459	,16185	,14456	,13373	,14282	,14896
Mínimo		1,04583	,61975	,59815	,60555	,60926	,61875
Máximo		1,51042	,78160	,74271	,73928	,75208	,76771

Estatísticas

		Tempo de apoio_8	Tempo de apoio_9	Tempo de apoio_10	Tempo de apoio_11	Tempo de apoio_12	Tempo de apoio_13
N	Válido	26	26	26	26	26	26
	Ausente	8	8	8	8	8	8
Média		,6657765	,6733319	,6718192	,6751050	,6730012	,6839004
Mediana		,6614600	,6760400	,6645850	,6744800	,6703150	,6857650
Modo		,62130 ^a	,68021	,62396	,61759 ^a	,61875 ^a	,62130 ^a
Desvio Padrão		,03957672	,04065035	,04187396	,04399474	,04257464	,04272756
Variância		,002	,002	,002	,002	,002	,002
Intervalo		,14630	,15503	,14747	,15845	,14895	,14641
Mínimo		,62037	,61759	,62396	,61759	,61771	,62130
Máximo		,76667	,77262	,77143	,77604	,76666	,76771

Estatísticas

		Tempo de apoio_14	Tempo de apoio_15	Tempo de apoio_16	Tempo de apoio_17	Tempo de apoio_18	Tempo de apoio_19
N	Válido	24	24	24	22	22	22
	Ausente	10	10	10	12	12	12
Média		,6798950	,6781075	,6874767	,6904632	,6968636	,6993718
Mediana		,6776050	,6854100	,6875000	,6843800	,6872800	,6979200

Modo	,63334 ^a	,64688 ^a	,68750	,63958 ^a	,66354	,62604 ^a
Desvio Padrão	,04277835	,03486956	,04126954	,04079588	,04698320	,04731554
Variância	,002	,001	,002	,002	,002	,002
Intervalo	,14665	,10238	,14514	,12813	,18253	,19271
Mínimo	,62315	,62500	,62778	,63333	,63056	,62604
Máximo	,76980	,72738	,77292	,76146	,81309	,81875

Estatísticas

	Tempo de apoio_20	Tempo de apoio_21	Tempo de apoio_22	Tempo de apoio_23	Tempo de apoio_24	Tempo de apoio_25
N Válido	22	20	20	20	20	18
Ausente	12	14	14	14	14	16
Média	,7007159	,7065625	,7026205	,7059685	,7086615	,7120683
Mediana	,6859400	,7041700	,7002950	,7036500	,6979150	,7104150
Modo	,64792	,64999 ^a	,69583	,64791	,74375	,65208
Desvio Padrão	,04889198	,04917228	,05174324	,04802845	,04823691	,05568275
Variância	,002	,002	,003	,002	,002	,003
Intervalo	,18836	,19299	,20225	,17188	,17917	,21455
Mínimo	,63426	,62963	,63704	,64063	,63750	,63426
Máximo	,82262	,82262	,83929	,81251	,81667	,84881

Estatísticas

	Tempo de apoio_26	Tempo de apoio_27	Tempo de apoio_28
N Válido	18	16	14
Ausente	16	18	20
Média	,7041450	,6452531	,6444086
Mediana	,6937500	,6430950	,6401050
Modo	,61071 ^a	,59375 ^a	,65000
Desvio Padrão	,06898431	,04032850	,05327000
Variância	,005	,002	,003
Intervalo	,26707	,15208	,20105
Mínimo	,61071	,59375	,56562
Máximo	,87778	,74583	,76667

a. Ha vários modos. O menor valor é mostrado

Frequências

Tabela de Frequência

		Tempo de apoio_2			
		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	1,04583	1	2,9	2,9	2,9
	1,11944	1	2,9	2,9	5,9
	1,12778	1	2,9	2,9	8,8
	1,14167	1	2,9	2,9	11,8
	1,15556	1	2,9	2,9	14,7
	1,16167	1	2,9	2,9	17,6
	1,16500	2	5,9	5,9	23,5
	1,17083	1	2,9	2,9	26,5
	1,17333	1	2,9	2,9	29,4
	1,19444	1	2,9	2,9	32,4
	1,20000	1	2,9	2,9	35,3
	1,23167	1	2,9	2,9	38,2
	1,23333	2	5,9	5,9	44,1
	1,23500	1	2,9	2,9	47,1
	1,23611	1	2,9	2,9	50,0
	1,26333	1	2,9	2,9	52,9
	1,26667	1	2,9	2,9	55,9
	1,28167	1	2,9	2,9	58,8
	1,30000	1	2,9	2,9	61,8
	1,30833	1	2,9	2,9	64,7
	1,31667	1	2,9	2,9	67,6
	1,31833	1	2,9	2,9	70,6
	1,33000	1	2,9	2,9	73,5
	1,33500	1	2,9	2,9	76,5
	1,34333	1	2,9	2,9	79,4
	1,37917	1	2,9	2,9	82,4
	1,39333	1	2,9	2,9	85,3
	1,41042	1	2,9	2,9	88,2
	1,42500	1	2,9	2,9	91,2
	1,43167	1	2,9	2,9	94,1
	1,45833	1	2,9	2,9	97,1

1,51042	1	2,9	2,9	100,0
Total	34	100,0	100,0	

Tempo de apoio_3

	Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido ,61975	1	2,9	2,9	2,9
,62839	1	2,9	2,9	5,9
,63241	1	2,9	2,9	8,8
,63269	1	2,9	2,9	11,8
,63571	1	2,9	2,9	14,7
,64679	1	2,9	2,9	17,6
,65128	1	2,9	2,9	20,6
,65256	1	2,9	2,9	23,5
,65744	1	2,9	2,9	26,5
,65833	1	2,9	2,9	29,4
,65994	1	2,9	2,9	32,4
,66000	1	2,9	2,9	35,3
,66233	1	2,9	2,9	38,2
,66267	1	2,9	2,9	41,2
,66467	1	2,9	2,9	44,1
,66543	1	2,9	2,9	47,1
,67667	1	2,9	2,9	50,0
,69567	1	2,9	2,9	52,9
,69833	1	2,9	2,9	55,9
,70641	1	2,9	2,9	58,8
,70867	1	2,9	2,9	61,8
,70868	1	2,9	2,9	64,7
,70938	1	2,9	2,9	67,6
,71667	1	2,9	2,9	70,6
,71733	1	2,9	2,9	73,5
,71767	1	2,9	2,9	76,5
,71987	1	2,9	2,9	79,4
,72396	1	2,9	2,9	82,4
,72500	1	2,9	2,9	85,3
,72833	1	2,9	2,9	88,2

,73299	1	2,9	2,9	91,2
,74420	1	2,9	2,9	94,1
,74444	1	2,9	2,9	97,1
,78160	1	2,9	2,9	100,0
Total	34	100,0	100,0	

Tempo de apoio_4

	Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido ,59815	1	2,9	2,9	2,9
,60556	1	2,9	2,9	5,9
,60729	1	2,9	2,9	8,8
,60938	1	2,9	2,9	11,8
,61667	1	2,9	2,9	14,7
,61852	1	2,9	2,9	17,6
,61979	1	2,9	2,9	20,6
,62315	1	2,9	2,9	23,5
,62593	1	2,9	2,9	26,5
,62685	1	2,9	2,9	29,4
,63148	1	2,9	2,9	32,4
,63646	3	8,8	8,8	41,2
,63958	1	2,9	2,9	44,1
,64375	1	2,9	2,9	47,1
,64537	1	2,9	2,9	50,0
,64583	1	2,9	2,9	52,9
,65521	1	2,9	2,9	55,9
,65729	1	2,9	2,9	58,8
,65741	1	2,9	2,9	61,8
,66852	1	2,9	2,9	64,7
,66979	2	5,9	5,9	70,6
,67188	1	2,9	2,9	73,5
,67604	1	2,9	2,9	76,5
,67813	1	2,9	2,9	79,4
,67917	1	2,9	2,9	82,4
,68214	1	2,9	2,9	85,3
,68854	1	2,9	2,9	88,2
,69352	1	2,9	2,9	91,2

,69896	1	2,9	2,9	94,1
,71458	1	2,9	2,9	97,1
,74271	1	2,9	2,9	100,0
Total	34	100,0	100,0	

Tempo de apoio_5

	Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido ,60555	1	2,9	2,9	2,9
,60729	1	2,9	2,9	5,9
,61250	1	2,9	2,9	8,8
,61562	1	2,9	2,9	11,8
,61852	1	2,9	2,9	14,7
,61875	1	2,9	2,9	17,6
,62187	1	2,9	2,9	20,6
,62222	1	2,9	2,9	23,5
,62500	2	5,9	5,9	29,4
,62963	1	2,9	2,9	32,4
,63333	2	5,9	5,9	38,2
,64167	1	2,9	2,9	41,2
,64630	1	2,9	2,9	44,1
,64815	1	2,9	2,9	47,1
,65104	1	2,9	2,9	50,0
,65521	1	2,9	2,9	52,9
,65833	2	5,9	5,9	58,8
,66146	1	2,9	2,9	61,8
,66389	1	2,9	2,9	64,7
,66771	1	2,9	2,9	67,6
,67292	1	2,9	2,9	70,6
,67917	1	2,9	2,9	73,5
,68333	1	2,9	2,9	76,5
,68542	2	5,9	5,9	82,4
,68646	1	2,9	2,9	85,3
,68750	1	2,9	2,9	88,2
,70104	1	2,9	2,9	91,2
,70833	1	2,9	2,9	94,1
,71042	1	2,9	2,9	97,1

,73928	1	2,9	2,9	100,0
Total	34	100,0	100,0	

Tempo de apoio_6

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem em acumulativa
Válido	,60926	1	2,9	3,1	3,1
	,61019	1	2,9	3,1	6,3
	,61250	1	2,9	3,1	9,4
	,61354	1	2,9	3,1	12,5
	,62037	1	2,9	3,1	15,6
	,62315	1	2,9	3,1	18,8
	,62708	1	2,9	3,1	21,9
	,62917	1	2,9	3,1	25,0
	,62963	1	2,9	3,1	28,1
	,63148	1	2,9	3,1	31,3
	,63229	1	2,9	3,1	34,4
	,63796	1	2,9	3,1	37,5
	,63889	2	5,9	6,3	43,8
	,64352	1	2,9	3,1	46,9
	,64375	1	2,9	3,1	50,0
	,64479	1	2,9	3,1	53,1
	,65278	1	2,9	3,1	56,3
	,65625	1	2,9	3,1	59,4
	,65833	1	2,9	3,1	62,5
	,67396	1	2,9	3,1	65,6
	,67500	1	2,9	3,1	68,8
	,67917	1	2,9	3,1	71,9
	,67963	1	2,9	3,1	75,0
	,68125	1	2,9	3,1	78,1
	,68148	1	2,9	3,1	81,3
	,68437	1	2,9	3,1	84,4
	,68646	1	2,9	3,1	87,5
	,69062	1	2,9	3,1	90,6
	,70833	1	2,9	3,1	93,8
	,71548	1	2,9	3,1	96,9

	,75208	1	2,9	3,1	100,0
Total		32	94,1	100,0	
Ausente	-1,00000	2	5,9		
Total		34	100,0		

Tempo de apoio_7

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentag em acumulativ a
Válido	,61875	1	2,9	3,8	3,8
	,61979	3	8,8	11,5	15,4
	,62407	1	2,9	3,8	19,2
	,62870	1	2,9	3,8	23,1
	,63241	1	2,9	3,8	26,9
	,63542	1	2,9	3,8	30,8
	,64271	1	2,9	3,8	34,6
	,64583	1	2,9	3,8	38,5
	,64629	1	2,9	3,8	42,3
	,64792	1	2,9	3,8	46,2
	,66146	1	2,9	3,8	50,0
	,66562	1	2,9	3,8	53,8
	,67292	1	2,9	3,8	57,7
	,67604	1	2,9	3,8	61,5
	,68229	1	2,9	3,8	65,4
	,68437	1	2,9	3,8	69,2
	,68542	1	2,9	3,8	73,1
	,68750	1	2,9	3,8	76,9
	,69271	1	2,9	3,8	80,8
	,69583	1	2,9	3,8	84,6
	,71072	1	2,9	3,8	88,5
	,71667	1	2,9	3,8	92,3
	,74167	1	2,9	3,8	96,2
	,76771	1	2,9	3,8	100,0
Total		26	76,5	100,0	
Ausente	-1,00000	8	23,5		
Total		34	100,0		

Tempo de apoio_8

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	,62037	1	2,9	3,8	3,8
	,62130	2	5,9	7,7	11,5
	,62222	1	2,9	3,8	15,4
	,62396	1	2,9	3,8	19,2
	,62963	1	2,9	3,8	23,1
	,63055	1	2,9	3,8	26,9
	,63333	1	2,9	3,8	30,8
	,63958	1	2,9	3,8	34,6
	,63981	1	2,9	3,8	38,5
	,65208	2	5,9	7,7	46,2
	,66042	1	2,9	3,8	50,0
	,66250	1	2,9	3,8	53,8
	,66905	1	2,9	3,8	57,7
	,67604	1	2,9	3,8	61,5
	,67813	1	2,9	3,8	65,4
	,68021	1	2,9	3,8	69,2
	,68125	1	2,9	3,8	73,1
	,69167	2	5,9	7,7	80,8
	,69375	1	2,9	3,8	84,6
	,70833	1	2,9	3,8	88,5
	,71667	1	2,9	3,8	92,3
	,74762	1	2,9	3,8	96,2
	,76667	1	2,9	3,8	100,0
	Total	26	76,5	100,0	
Ausente	-1,00000	8	23,5		
Total		34	100,0		

Tempo de apoio_9

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	,61759	1	2,9	3,8	3,8
	,62592	1	2,9	3,8	7,7
	,62708	1	2,9	3,8	11,5
	,62963	1	2,9	3,8	15,4
	,63148	1	2,9	3,8	19,2

	,63750	1	2,9	3,8	23,1
	,63958	1	2,9	3,8	26,9
	,64062	1	2,9	3,8	30,8
	,64375	1	2,9	3,8	34,6
	,64479	1	2,9	3,8	38,5
	,66458	1	2,9	3,8	42,3
	,67315	1	2,9	3,8	46,2
	,67396	1	2,9	3,8	50,0
	,67812	1	2,9	3,8	53,8
	,67917	1	2,9	3,8	57,7
	,68021	2	5,9	7,7	65,4
	,68125	1	2,9	3,8	69,2
	,68542	1	2,9	3,8	73,1
	,69583	1	2,9	3,8	76,9
	,70000	1	2,9	3,8	80,8
	,70313	1	2,9	3,8	84,6
	,71458	1	2,9	3,8	88,5
	,71979	1	2,9	3,8	92,3
	,76667	1	2,9	3,8	96,2
	,77262	1	2,9	3,8	100,0
	Total	26	76,5	100,0	
Ausente	-1,00000	8	23,5		
Total		34	100,0		

Tempo de apoio_10

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	,62396	3	8,8	11,5	11,5
	,62593	1	2,9	3,8	15,4
	,62778	1	2,9	3,8	19,2
	,62813	1	2,9	3,8	23,1
	,63229	1	2,9	3,8	26,9
	,63796	1	2,9	3,8	30,8
	,64167	1	2,9	3,8	34,6
	,65104	1	2,9	3,8	38,5
	,65521	2	5,9	7,7	46,2
	,65729	1	2,9	3,8	50,0
	,67188	1	2,9	3,8	53,8

	,67708	1	2,9	3,8	57,7
	,67963	1	2,9	3,8	61,5
	,68333	1	2,9	3,8	65,4
	,69271	1	2,9	3,8	69,2
	,69375	1	2,9	3,8	73,1
	,69896	1	2,9	3,8	76,9
	,70417	1	2,9	3,8	80,8
	,71310	1	2,9	3,8	84,6
	,71562	1	2,9	3,8	88,5
	,72917	1	2,9	3,8	92,3
	,75208	1	2,9	3,8	96,2
	,77143	1	2,9	3,8	100,0
	Total	26	76,5	100,0	
Ausente	-1,00000	8	23,5		
Total		34	100,0		

Tempo de apoio_11

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	,61759	1	2,9	3,8	3,8
	,62500	1	2,9	3,8	7,7
	,62604	1	2,9	3,8	11,5
	,62708	1	2,9	3,8	15,4
	,62870	1	2,9	3,8	19,2
	,62917	1	2,9	3,8	23,1
	,63125	1	2,9	3,8	26,9
	,64444	1	2,9	3,8	30,8
	,64896	1	2,9	3,8	34,6
	,65521	1	2,9	3,8	38,5
	,66458	1	2,9	3,8	42,3
	,66667	1	2,9	3,8	46,2
	,67188	1	2,9	3,8	50,0
	,67708	1	2,9	3,8	53,8
	,67778	1	2,9	3,8	57,7
	,67917	1	2,9	3,8	61,5
	,68214	1	2,9	3,8	65,4
	,68646	1	2,9	3,8	69,2
	,68958	1	2,9	3,8	73,1

	,69479	1	2,9	3,8	76,9
	,70000	1	2,9	3,8	80,8
	,72083	1	2,9	3,8	84,6
	,72396	1	2,9	3,8	88,5
	,73333	1	2,9	3,8	92,3
	,77500	1	2,9	3,8	96,2
	,77604	1	2,9	3,8	100,0
	Total	26	76,5	100,0	
Ausente	-1,00000	8	23,5		
Total		34	100,0		

Tempo de apoio_12

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	,61771	1	2,9	3,8	3,8
	,61875	2	5,9	7,7	11,5
	,62130	1	2,9	3,8	15,4
	,62407	1	2,9	3,8	19,2
	,63333	1	2,9	3,8	23,1
	,63334	1	2,9	3,8	26,9
	,63889	1	2,9	3,8	30,8
	,65313	1	2,9	3,8	34,6
	,65938	1	2,9	3,8	38,5
	,66250	2	5,9	7,7	46,2
	,66667	1	2,9	3,8	50,0
	,67396	1	2,9	3,8	53,8
	,67708	2	5,9	7,7	61,5
	,68148	1	2,9	3,8	65,4
	,68542	1	2,9	3,8	69,2
	,69271	1	2,9	3,8	73,1
	,69583	1	2,9	3,8	76,9
	,70313	1	2,9	3,8	80,8
	,72187	1	2,9	3,8	84,6
	,72604	1	2,9	3,8	88,5
	,73229	1	2,9	3,8	92,3
	,75416	1	2,9	3,8	96,2
	,76666	1	2,9	3,8	100,0
	Total	26	76,5	100,0	

Ausente	-1,00000	8	23,5	
Total		34	100,0	

Tempo de apoio_13

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	,62130	1	2,9	3,8	3,8
	,62604	1	2,9	3,8	7,7
	,62870	1	2,9	3,8	11,5
	,63125	1	2,9	3,8	15,4
	,63958	1	2,9	3,8	19,2
	,64259	1	2,9	3,8	23,1
	,64479	1	2,9	3,8	26,9
	,64584	1	2,9	3,8	30,8
	,65937	1	2,9	3,8	34,6
	,66667	1	2,9	3,8	38,5
	,66979	1	2,9	3,8	42,3
	,67605	1	2,9	3,8	46,2
	,68542	1	2,9	3,8	50,0
	,68611	1	2,9	3,8	53,8
	,68646	1	2,9	3,8	57,7
	,68854	1	2,9	3,8	61,5
	,70000	1	2,9	3,8	65,4
	,70625	1	2,9	3,8	69,2
	,70834	1	2,9	3,8	73,1
	,71667	1	2,9	3,8	76,9
	,71875	1	2,9	3,8	80,8
	,72709	1	2,9	3,8	84,6
	,72857	1	2,9	3,8	88,5
	,74643	1	2,9	3,8	92,3
	,76310	1	2,9	3,8	96,2
	,76771	1	2,9	3,8	100,0
	Total	26	76,5	100,0	
Ausente	-1,00000	8	23,5		
Total		34	100,0		

Tempo de apoio_14

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	,62315	1	2,9	4,2	4,2
	,62870	1	2,9	4,2	8,3
	,63056	1	2,9	4,2	12,5
	,63334	2	5,9	8,3	20,8
	,63426	1	2,9	4,2	25,0
	,64259	1	2,9	4,2	29,2
	,64583	1	2,9	4,2	33,3
	,65937	1	2,9	4,2	37,5
	,65938	1	2,9	4,2	41,7
	,67500	1	2,9	4,2	45,8
	,67604	1	2,9	4,2	50,0
	,67917	2	5,9	8,3	58,3
	,69286	1	2,9	4,2	62,5
	,69479	1	2,9	4,2	66,7
	,70417	1	2,9	4,2	70,8
	,70938	2	5,9	8,3	79,2
	,71875	1	2,9	4,2	83,3
	,72083	1	2,9	4,2	87,5
	,73334	1	2,9	4,2	91,7
	,76428	1	2,9	4,2	95,8
	,76980	1	2,9	4,2	100,0
	Total	24	70,6	100,0	
Ausente	-1,00000	10	29,4		
Total		34	100,0		

Tempo de apoio_15

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	,62500	1	2,9	4,2	4,2
	,62604	1	2,9	4,2	8,3
	,62778	1	2,9	4,2	12,5
	,64063	1	2,9	4,2	16,7
	,64259	1	2,9	4,2	20,8
	,64352	1	2,9	4,2	25,0
	,64688	2	5,9	8,3	33,3
	,65417	1	2,9	4,2	37,5

	,65937	1	2,9	4,2	41,7
	,67500	1	2,9	4,2	45,8
	,68437	1	2,9	4,2	50,0
	,68645	1	2,9	4,2	54,2
	,69375	2	5,9	8,3	62,5
	,69687	1	2,9	4,2	66,7
	,70208	1	2,9	4,2	70,8
	,71041	1	2,9	4,2	75,0
	,71146	1	2,9	4,2	79,2
	,71771	1	2,9	4,2	83,3
	,71979	1	2,9	4,2	87,5
	,72083	1	2,9	4,2	91,7
	,72187	1	2,9	4,2	95,8
	,72738	1	2,9	4,2	100,0
	Total	24	70,6	100,0	
Ausente	-1,00000	10	29,4		
Total		34	100,0		

Tempo de apoio_16

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	,62778	1	2,9	4,2	4,2
	,63854	2	5,9	8,3	12,5
	,64074	1	2,9	4,2	16,7
	,64167	2	5,9	8,3	25,0
	,64375	1	2,9	4,2	29,2
	,66309	1	2,9	4,2	33,3
	,66666	1	2,9	4,2	37,5
	,68020	1	2,9	4,2	41,7
	,68542	1	2,9	4,2	45,8
	,68750	3	8,8	12,5	58,3
	,69687	2	5,9	8,3	66,7
	,70729	1	2,9	4,2	70,8
	,71547	1	2,9	4,2	75,0
	,71905	2	5,9	8,3	83,3
	,73809	1	2,9	4,2	87,5
	,75119	1	2,9	4,2	91,7
	,75208	1	2,9	4,2	95,8

	,77292	1	2,9	4,2	100,0
Total		24	70,6	100,0	
Ausente	-1,00000	10	29,4		
Total		34	100,0		

Tempo de apoio_17

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	,63333	1	2,9	4,5	4,5
	,63958	2	5,9	9,1	13,6
	,64688	1	2,9	4,5	18,2
	,65104	1	2,9	4,5	22,7
	,65625	1	2,9	4,5	27,3
	,65715	1	2,9	4,5	31,8
	,66354	1	2,9	4,5	36,4
	,67604	1	2,9	4,5	40,9
	,67708	1	2,9	4,5	45,5
	,68438	2	5,9	9,1	54,5
	,69524	1	2,9	4,5	59,1
	,69896	1	2,9	4,5	63,6
	,70208	1	2,9	4,5	68,2
	,71354	1	2,9	4,5	72,7
	,73021	2	5,9	9,1	81,8
	,74286	1	2,9	4,5	86,4
	,75119	1	2,9	4,5	90,9
	,75521	1	2,9	4,5	95,5
	,76146	1	2,9	4,5	100,0
Total		22	64,7	100,0	
Ausente	-1,00000	12	35,3		
Total		34	100,0		

Tempo de apoio_18

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	,63056	1	2,9	4,5	4,5
	,64063	1	2,9	4,5	9,1
	,64271	1	2,9	4,5	13,6

	,64537	1	2,9	4,5	18,2
	,65729	1	2,9	4,5	22,7
	,66354	2	5,9	9,1	31,8
	,66875	1	2,9	4,5	36,4
	,68333	1	2,9	4,5	40,9
	,68542	1	2,9	4,5	45,5
	,68646	1	2,9	4,5	50,0
	,68810	1	2,9	4,5	54,5
	,68855	1	2,9	4,5	59,1
	,71041	1	2,9	4,5	63,6
	,71354	1	2,9	4,5	68,2
	,71459	1	2,9	4,5	72,7
	,72188	1	2,9	4,5	77,3
	,73750	1	2,9	4,5	81,8
	,75312	1	2,9	4,5	86,4
	,75715	1	2,9	4,5	90,9
	,76547	1	2,9	4,5	95,5
	,81309	1	2,9	4,5	100,0
	Total	22	64,7	100,0	
Ausente	-1,00000	12	35,3		
Total		34	100,0		

Tempo de apoio_19

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	,62604	1	2,9	4,5	4,5
	,64063	1	2,9	4,5	9,1
	,64167	1	2,9	4,5	13,6
	,64630	1	2,9	4,5	18,2
	,65209	1	2,9	4,5	22,7
	,65625	1	2,9	4,5	27,3
	,66875	1	2,9	4,5	31,8
	,68929	1	2,9	4,5	36,4
	,69063	1	2,9	4,5	40,9
	,69375	1	2,9	4,5	45,5
	,69584	1	2,9	4,5	50,0
	,70000	1	2,9	4,5	54,5
	,70370	1	2,9	4,5	59,1

	,70625	1	2,9	4,5	63,6
	,71667	1	2,9	4,5	68,2
	,71904	1	2,9	4,5	72,7
	,71905	1	2,9	4,5	77,3
	,73229	1	2,9	4,5	81,8
	,74062	1	2,9	4,5	86,4
	,75476	1	2,9	4,5	90,9
	,77381	1	2,9	4,5	95,5
	,81875	1	2,9	4,5	100,0
	Total	22	64,7	100,0	
Ausente	-1,00000	12	35,3		
Total		34	100,0		

Tempo de apoio_20

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	,63426	1	2,9	4,5	4,5
	,64792	2	5,9	9,1	13,6
	,65416	1	2,9	4,5	18,2
	,65556	1	2,9	4,5	22,7
	,66428	1	2,9	4,5	27,3
	,66667	1	2,9	4,5	31,8
	,67500	1	2,9	4,5	36,4
	,67738	1	2,9	4,5	40,9
	,68541	1	2,9	4,5	45,5
	,68542	1	2,9	4,5	50,0
	,68646	1	2,9	4,5	54,5
	,70208	1	2,9	4,5	59,1
	,70555	1	2,9	4,5	63,6
	,71354	1	2,9	4,5	68,2
	,72083	1	2,9	4,5	72,7
	,72604	1	2,9	4,5	77,3
	,74375	1	2,9	4,5	81,8
	,75000	1	2,9	4,5	86,4
	,76875	1	2,9	4,5	90,9
	,78215	1	2,9	4,5	95,5
	,82262	1	2,9	4,5	100,0
	Total	22	64,7	100,0	

Ausente	-1,00000	12	35,3	
Total		34	100,0	

Tempo de apoio_21

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	,62963	1	2,9	5,0	5,0
	,64792	1	2,9	5,0	10,0
	,64999	2	5,9	10,0	20,0
	,65833	1	2,9	5,0	25,0
	,67188	1	2,9	5,0	30,0
	,67916	1	2,9	5,0	35,0
	,69643	1	2,9	5,0	40,0
	,69896	1	2,9	5,0	45,0
	,70417	2	5,9	10,0	55,0
	,71250	1	2,9	5,0	60,0
	,71905	1	2,9	5,0	65,0
	,72604	1	2,9	5,0	70,0
	,73333	1	2,9	5,0	75,0
	,74405	1	2,9	5,0	80,0
	,74479	1	2,9	5,0	85,0
	,75729	1	2,9	5,0	90,0
	,78095	1	2,9	5,0	95,0
	,82262	1	2,9	5,0	100,0
	Total	20	58,8	100,0	
Ausente	-1,00000	14	41,2		
Total		34	100,0		

Tempo de apoio_22

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	,63704	1	2,9	5,0	5,0
	,64375	1	2,9	5,0	10,0
	,64792	1	2,9	5,0	15,0
	,65092	1	2,9	5,0	20,0
	,65938	1	2,9	5,0	25,0
	,66146	1	2,9	5,0	30,0

	,66875	1	2,9	5,0	35,0
	,67396	1	2,9	5,0	40,0
	,69583	2	5,9	10,0	50,0
	,70476	1	2,9	5,0	55,0
	,70521	1	2,9	5,0	60,0
	,70833	1	2,9	5,0	65,0
	,72188	1	2,9	5,0	70,0
	,73021	1	2,9	5,0	75,0
	,73125	1	2,9	5,0	80,0
	,73854	1	2,9	5,0	85,0
	,74643	1	2,9	5,0	90,0
	,79167	1	2,9	5,0	95,0
	,83929	1	2,9	5,0	100,0
	Total	20	58,8	100,0	
Ausente	-1,00000	14	41,2		
Total		34	100,0		

Tempo de apoio_23

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	,64063	1	2,9	5,0	5,0
	,64791	2	5,9	10,0	15,0
	,65371	1	2,9	5,0	20,0
	,65555	1	2,9	5,0	25,0
	,67187	1	2,9	5,0	30,0
	,67381	1	2,9	5,0	35,0
	,68333	1	2,9	5,0	40,0
	,70000	1	2,9	5,0	45,0
	,70313	1	2,9	5,0	50,0
	,70417	1	2,9	5,0	55,0
	,71458	1	2,9	5,0	60,0
	,71771	1	2,9	5,0	65,0
	,72024	1	2,9	5,0	70,0
	,73809	1	2,9	5,0	75,0
	,74375	1	2,9	5,0	80,0
	,74881	1	2,9	5,0	85,0
	,75833	1	2,9	5,0	90,0
	,78333	1	2,9	5,0	95,0

	,81251	1	2,9	5,0	100,0
	Total	20	58,8	100,0	
Ausente	-1,00000	14	41,2		
Total		34	100,0		

Tempo de apoio_24

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	,63750	1	2,9	5,0	5,0
	,64688	1	2,9	5,0	10,0
	,65001	1	2,9	5,0	15,0
	,65463	1	2,9	5,0	20,0
	,66979	1	2,9	5,0	25,0
	,67500	1	2,9	5,0	30,0
	,68125	1	2,9	5,0	35,0
	,68854	1	2,9	5,0	40,0
	,68958	1	2,9	5,0	45,0
	,69583	1	2,9	5,0	50,0
	,70000	1	2,9	5,0	55,0
	,71771	1	2,9	5,0	60,0
	,73021	1	2,9	5,0	65,0
	,74375	2	5,9	10,0	75,0
	,75119	1	2,9	5,0	80,0
	,75312	1	2,9	5,0	85,0
	,76354	1	2,9	5,0	90,0
	,76428	1	2,9	5,0	95,0
	,81667	1	2,9	5,0	100,0
	Total	20	58,8	100,0	
Ausente	-1,00000	14	41,2		
Total		34	100,0		

Tempo de apoio_25

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	,63426	1	2,9	5,6	5,6
	,64270	1	2,9	5,6	11,1
	,65208	2	5,9	11,1	22,2

	,68230	1	2,9	5,6	27,8
	,68750	1	2,9	5,6	33,3
	,68854	1	2,9	5,6	38,9
	,68959	1	2,9	5,6	44,4
	,70937	1	2,9	5,6	50,0
	,71146	1	2,9	5,6	55,6
	,71354	1	2,9	5,6	61,1
	,72261	1	2,9	5,6	66,7
	,72361	1	2,9	5,6	72,2
	,74167	1	2,9	5,6	77,8
	,75521	1	2,9	5,6	83,3
	,75952	1	2,9	5,6	88,9
	,80238	1	2,9	5,6	94,4
	,84881	1	2,9	5,6	100,0
	Total	18	52,9	100,0	
Ausente	-1,00000	16	47,1		
Total		34	100,0		

Tempo de apoio_26

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	,61071	1	2,9	5,6	5,6
	,62500	1	2,9	5,6	11,1
	,64048	1	2,9	5,6	16,7
	,64167	1	2,9	5,6	22,2
	,65416	1	2,9	5,6	27,8
	,65521	1	2,9	5,6	33,3
	,68020	1	2,9	5,6	38,9
	,68214	1	2,9	5,6	44,4
	,68854	1	2,9	5,6	50,0
	,69896	1	2,9	5,6	55,6
	,71770	1	2,9	5,6	61,1
	,72187	1	2,9	5,6	66,7
	,72708	1	2,9	5,6	72,2
	,72738	1	2,9	5,6	77,8
	,73749	1	2,9	5,6	83,3
	,75729	1	2,9	5,6	88,9
	,83095	1	2,9	5,6	94,4

	,87778	1	2,9	5,6	100,0
Total		18	52,9	100,0	
Ausente	-1,00000	16	47,1		
Total		34	100,0		

Tempo de apoio_27

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	,59375	1	2,9	6,3	6,3
	,60119	1	2,9	6,3	12,5
	,61250	1	2,9	6,3	18,8
	,61354	1	2,9	6,3	25,0
	,61667	1	2,9	6,3	31,3
	,61805	1	2,9	6,3	37,5
	,63095	1	2,9	6,3	43,8
	,64286	1	2,9	6,3	50,0
	,64333	1	2,9	6,3	56,3
	,64583	1	2,9	6,3	62,5
	,65093	1	2,9	6,3	68,8
	,66071	1	2,9	6,3	75,0
	,66354	1	2,9	6,3	81,3
	,67187	1	2,9	6,3	87,5
	,71250	1	2,9	6,3	93,8
	,74583	1	2,9	6,3	100,0
Total		16	47,1	100,0	
Ausente	-1,00000	18	52,9		
Total		34	100,0		

Tempo de apoio_28

		Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido	,56562	1	2,9	7,1	7,1
	,58333	1	2,9	7,1	14,3
	,58928	1	2,9	7,1	21,4
	,62292	1	2,9	7,1	28,6
	,62500	1	2,9	7,1	35,7
	,63542	1	2,9	7,1	42,9

	,63854	1	2,9	7,1	50,0
	,64167	1	2,9	7,1	57,1
	,64881	1	2,9	7,1	64,3
	,65000	2	5,9	14,3	78,6
	,67738	1	2,9	7,1	85,7
	,72708	1	2,9	7,1	92,9
	,76667	1	2,9	7,1	100,0
Total		14	41,2	100,0	
Ausente	-1,00000	20	58,8		
Total		34	100,0		

Testes de NPar

Estatísticas descritivas

	N	Média	Erro Desvio	Mínimo	Máximo
Tempo de apoio_2	34	1,2665194	,11050329	1,04583	1,51042
Tempo de apoio_3	34	,6866547	,04045825	,61975	,78160
Tempo de apoio_4	34	,6520694	,03373588	,59815	,74271
Tempo de apoio_5	34	,6547056	,03377234	,60555	,73928
Tempo de apoio_6	32	,6550516	,03434918	,60926	,75208
Tempo de apoio_7	26	,6662462	,03968256	,61875	,76771
Tempo de apoio_8	26	,6657765	,03957672	,62037	,76667
Tempo de apoio_9	26	,6733319	,04065035	,61759	,77262
Tempo de apoio_10	26	,6718192	,04187396	,62396	,77143
Tempo de apoio_11	26	,6751050	,04399474	,61759	,77604
Tempo de apoio_12	26	,6730012	,04257464	,61771	,76666

Tempo de apoio_13	26	,6839004	,04272756	,62130	,76771
Tempo de apoio_14	24	,6798950	,04277835	,62315	,76980
Tempo de apoio_15	24	,6781075	,03486956	,62500	,72738
Tempo de apoio_16	24	,6874767	,04126954	,62778	,77292
Tempo de apoio_17	22	,6904632	,04079588	,63333	,76146
Tempo de apoio_18	22	,6968636	,04698320	,63056	,81309
Tempo de apoio_19	22	,6993718	,04731554	,62604	,81875
Tempo de apoio_20	22	,7007159	,04889198	,63426	,82262
Tempo de apoio_21	20	,7065625	,04917228	,62963	,82262
Tempo de apoio_22	20	,7026205	,05174324	,63704	,83929
Tempo de apoio_23	20	,7059685	,04802845	,64063	,81251
Tempo de apoio_24	20	,7086615	,04823691	,63750	,81667
Tempo de apoio_25	18	,7120683	,05568275	,63426	,84881
Tempo de apoio_26	18	,7041450	,06898431	,61071	,87778
Tempo de apoio_27	16	,6452531	,04032850	,59375	,74583
Tempo de apoio_28	14	,6444086	,05327000	,56562	,76667
Variação da velocidade	34	1,50	,508	1	2

Classificações

	Variação da velocidade	N	Postos de média	Soma de Classificações
Tempo de apoio_2	Assimétrico	17	17,47	297,00
	Simétrico	17	17,53	298,00
	Total	34		
Tempo de apoio_3	Assimétrico	17	19,06	324,00
	Simétrico	17	15,94	271,00
	Total	34		
Tempo de apoio_4	Assimétrico	17	19,06	324,00
	Simétrico	17	15,94	271,00
	Total	34		
Tempo de apoio_5	Assimétrico	17	19,32	328,50
	Simétrico	17	15,68	266,50
	Total	34		
Tempo de apoio_6	Assimétrico	16	17,91	286,50
	Simétrico	16	15,09	241,50
	Total	32		
Tempo de apoio_7	Assimétrico	13	15,15	197,00
	Simétrico	13	11,85	154,00
	Total	26		
Tempo de apoio_8	Assimétrico	13	15,54	202,00
	Simétrico	13	11,46	149,00
	Total	26		
Tempo de apoio_9	Assimétrico	13	15,85	206,00
	Simétrico	13	11,15	145,00
	Total	26		
Tempo de apoio_10	Assimétrico	13	15,50	201,50
	Simétrico	13	11,50	149,50
	Total	26		
Tempo de apoio_11	Assimétrico	13	15,31	199,00
	Simétrico	13	11,69	152,00
	Total	26		
Tempo de apoio_12	Assimétrico	13	15,46	201,00
	Simétrico	13	11,54	150,00
	Total	26		
Tempo de apoio_13	Assimétrico	13	15,46	201,00
	Simétrico	13	11,54	150,00
	Total	26		
Tempo de apoio_14	Assimétrico	12	14,29	171,50
	Simétrico	12	10,71	128,50

	Total	24		
Tempo de apoio_15	Assimétrico	12	14,92	179,00
	Simétrico	12	10,08	121,00
	Total	24		
Tempo de apoio_16	Assimétrico	12	14,04	168,50
	Simétrico	12	10,96	131,50
	Total	24		
Tempo de apoio_17	Assimétrico	11	13,36	147,00
	Simétrico	11	9,64	106,00
	Total	22		
Tempo de apoio_18	Assimétrico	11	13,32	146,50
	Simétrico	11	9,68	106,50
	Total	22		
Tempo de apoio_19	Assimétrico	11	13,27	146,00
	Simétrico	11	9,73	107,00
	Total	22		
Tempo de apoio_20	Assimétrico	11	13,32	146,50
	Simétrico	11	9,68	106,50
	Total	22		
Tempo de apoio_21	Assimétrico	10	12,40	124,00
	Simétrico	10	8,60	86,00
	Total	20		
Tempo de apoio_22	Assimétrico	10	12,45	124,50
	Simétrico	10	8,55	85,50
	Total	20		
Tempo de apoio_23	Assimétrico	10	12,75	127,50
	Simétrico	10	8,25	82,50
	Total	20		
Tempo de apoio_24	Assimétrico	10	12,50	125,00
	Simétrico	10	8,50	85,00
	Total	20		
Tempo de apoio_25	Assimétrico	9	11,61	104,50
	Simétrico	9	7,39	66,50
	Total	18		
Tempo de apoio_26	Assimétrico	9	10,78	97,00
	Simétrico	9	8,22	74,00
	Total	18		
Tempo de apoio_27	Assimétrico	8	9,50	76,00
	Simétrico	8	7,50	60,00
	Total	16		
Tempo de	Assimétrico	7	7,71	54,00

apoio_28	Simétrico	7	7,29	51,00
	Total	14		

Estatísticas de teste^a

	Tempo de apoio_2	Tempo de apoio_3	Tempo de apoio_4	Tempo de apoio_5	Tempo de apoio_6	Tempo de apoio_7
U de Mann-Whitney	144,000	118,000	118,000	113,500	105,500	63,000
Wilcoxon W	297,000	271,000	271,000	266,500	241,500	154,000
Z	-,017	-,913	-,913	-1,068	-,848	-1,103
Significância Sig. (2 extremidades)	,986	,361	,361	,285	,396	,270
Sig exata [2*(Sig. de 1 extremidade)]	1,000 ^b	,375 ^b	,375 ^b	,290 ^b	,402 ^b	,287 ^b
Sig exata (2 extremidades)	,993	,375	,370	,294	,407	,286
Sig exata (1 extremidade)	,497	,188	,185	,147	,204	,143
Probabilidade de ponto	,007	,009	,004	,004	,005	,011

Estatísticas de teste^a

	Tempo de apoio_8	Tempo de apoio_9	Tempo de apoio_10	Tempo de apoio_11	Tempo de apoio_12	Tempo de apoio_13
U de Mann-Whitney	58,000	54,000	58,500	61,000	59,000	59,000
Wilcoxon W	149,000	145,000	149,500	152,000	150,000	150,000
Z	-1,360	-1,564	-1,334	-1,205	-1,308	-1,308
Significância Sig. (2 extremidades)	,174	,118	,182	,228	,191	,191
Sig exata [2*(Sig. de 1 extremidade)]	,186 ^b	,125 ^b	,186 ^b	,243 ^b	,204 ^b	,204 ^b
Sig exata (2 extremidades)	,181	,122	,190	,243	,199	,204

Sig exata (1 extremidade)	,091	,061	,095	,121	,099	,102
Probabilidade de ponto	,004	,003	,004	,010	,004	,009

Estatísticas de teste^a

	Tempo de apoio_14	Tempo de apoio_15	Tempo de apoio_16	Tempo de apoio_17	Tempo de apoio_18	Tempo de apoio_19
U de Mann- Whitney	50,500	43,000	53,500	40,000	40,500	41,000
Wilcoxon W	128,500	121,000	131,500	106,000	106,500	107,000
Z	-1,242	-1,675	-1,070	-1,347	-1,314	-1,280
Significância Sig. (2 extremidades)	,214	,094	,285	,178	,189	,200
Sig exata [2*(Sig. de 1 extremidade)]	,219 ^b	,101 ^b	,291 ^b	,193 ^b	,193 ^b	,217 ^b
Sig exata (2 extremidades)	,224	,097	,297	,187	,199	,217
Sig exata (1 extremidade)	,112	,049	,149	,094	,100	,108
Probabilidade de ponto	,005	,003	,007	,005	,006	,012

Estatísticas de teste^a

	Tempo de apoio_20	Tempo de apoio_21	Tempo de apoio_22	Tempo de apoio_23	Tempo de apoio_24	Tempo de apoio_25
U de Mann- Whitney	40,500	31,000	30,500	27,500	30,000	21,500
Wilcoxon W	106,500	86,000	85,500	82,500	85,000	66,500
Z	-1,314	-1,437	-1,475	-1,701	-1,512	-1,679
Significância Sig. (2 extremidades)	,189	,151	,140	,089	,130	,093
Sig exata [2*(Sig. de 1 extremidade)]	,193 ^b	,165 ^b	,143 ^b	,089 ^b	,143 ^b	,094 ^b
Sig exata (2 extremidades)	,199	,159	,149	,092	,138	,098
Sig exata (1 extremidade)	,099	,080	,074	,046	,069	,049

Probabilidade de ponto	,005	,006	,006	,003	,005	,004
------------------------	------	------	------	------	------	------

Estatísticas de teste^a

	Tempo de apoio_26	Tempo de apoio_27	Tempo de apoio_28
U de Mann-Whitney	29,000	24,000	23,000
Wilcoxon W	74,000	60,000	51,000
Z	-1,015	-,840	-,192
Significância Sig. (2 extremidades)	,310	,401	,848
Sig exata [2*(Sig. de 1 extremidade)]	,340 ^b	,442 ^b	,902 ^b
Sig exata (2 extremidades)	,340	,442	,874
Sig exata (1 extremidade)	,170	,221	,437
Probabilidade de ponto	,021	,030	,022

a. Variável de Agrupamento: Variação da velocidade

b. Não corrigido para vínculos.

ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS

Tempo Apoio Lado Assimétrico

		Estatísticas					
		tempo apoio ass pat 2	tempo apoio ass pat 3	tempo apoio ass pat 4	tempo apoio ass pat 5	tempo apoio ass pat 6	tempo apoio ass pat 7
N	Válido	17	17	17	17	16	13
	Ausente	0	0	0	0	1	4
Média		1,2649429	,6941382	,6580494	,6617806	,6623769	,6750415
Mediana		1,2666700	,7086700	,6685200	,6677100	,6770850	,6822900
Modo		1,04583 ^a	,61975 ^a	,59815 ^a	,60555 ^a	,60926 ^a	,61875 ^a
Desvio Padrão		,11623393	,04409820	,03889559	,03833253	,04068481	,04315951
Variância		,014	,002	,002	,001	,002	,002
Intervalo		,46459	,16185	,14456	,13373	,14282	,14896
Mínimo		1,04583	,61975	,59815	,60555	,60926	,61875

Máximo	1,51042	,78160	,74271	,73928	,75208	,76771
--------	---------	--------	--------	--------	--------	--------

Estatísticas

	tempo apoio ass pat 8	tempo apoio ass pat 9	tempo apoio ass pat 10	tempo apoio ass pat 11	tempo apoio ass pat 12	tempo apoio ass pat 13
N Válido	13	13	13	13	13	13
Ausente	4	4	4	4	4	4
Média	,6754985	,6823392	,6825715	,6839908	,6829054	,6950962
Mediana	,6802100	,6812500	,6927100	,6864600	,6814800	,7000000
Modo	,62037 ^a	,61759 ^a	,62396 ^a	,61759 ^a	,61771 ^a	,62870 ^a
Desvio Padrão	,04230717	,04143155	,04489786	,04390286	,04343738	,04390471
Variância	,002	,002	,002	,002	,002	,002
Intervalo	,14630	,15503	,14747	,15741	,14895	,13901
Mínimo	,62037	,61759	,62396	,61759	,61771	,62870
Máximo	,76667	,77262	,77143	,77500	,76666	,76771

Estatísticas

	tempo apoio ass pat 14	tempo apoio ass pat 15	tempo apoio ass pat 16	tempo apoio ass pat 17	tempo apoio ass pat 18	tempo apoio ass pat 19
N Válido	12	12	12	11	11	11
Ausente	5	5	5	6	6	6
Média	,6896825	,6884600	,6960650	,7017055	,7096582	,7122973
Mediana	,6994800	,6994750	,6968700	,7020800	,7135400	,7166700
Modo	,70938	,62500 ^a	,69687 ^a	,73021	,64271 ^a	,64167 ^a
Desvio Padrão	,04393180	,03605434	,04231929	,04175867	,05019779	,04892470
Variância	,002	,001	,002	,002	,003	,002
Intervalo	,14665	,10238	,13438	,12188	,17038	,17708
Mínimo	,62315	,62500	,63854	,63958	,64271	,64167
Máximo	,76980	,72738	,77292	,76146	,81309	,81875

Estatísticas

	tempo apoio ass pat 20	tempo apoio ass pat 21	tempo apoio ass pat 22	tempo apoio ass pat 23	tempo apoio ass pat 24	tempo apoio ass pat 25
N Válido	11	10	10	10	10	9
Ausente	6	7	7	7	7	8
Média	,7142400	,7216960	,7177270	,7221720	,7262970	,7288611
Mediana	,7135400	,7225450	,7151050	,7189750	,7369800	,7236100
Modo	,64792 ^a	,64792 ^a	,64792 ^a	,64791 ^a	,74375	,64270 ^a
Desvio Padrão	,05175214	,05065119	,05376701	,04859217	,05085498	,06103943
Variância	,003	,003	,003	,002	,003	,004
Intervalo	,17470	,17470	,19137	,16460	,16666	,20611
Mínimo	,64792	,64792	,64792	,64791	,65001	,64270

Máximo	,82262	,82262	,83929	,81251	,81667	,84881
--------	--------	--------	--------	--------	--------	--------

Estatísticas

		tempo apoio ass pat 26	tempo apoio ass pat 27	tempo apoio ass pat 28
N	Válido	9	8	7
	Ausente	8	9	10
Média		,7168067	,6528163	,6432814
Mediana		,7270800	,6445800	,6488100
Modo		,61071 ^a	,61354 ^a	,65000
Desvio Padrão		,07828144	,04115687	,06454138
Variância		,006	,002	,004
Intervalo		,26707	,13229	,20105
Mínimo		,61071	,61354	,56562
Máximo		,87778	,74583	,76667

a. Ha vários modos. O menor valor é mostrado

Tempo Apoio Lado Assimetrico

Estatísticas

		tempo apoio sim pat 2	tempo apoio sim pat 3	tempo apoio sim pat 4	tempo apoio sim pat 5	tempo apoio sim pat 6	tempo apoio sim pat 7
N	Válido	17	17	17	17	16	13
	Ausente	0	0	0	0	1	4
Média		1,2680959	,6791712	,6460894	,6476306	,6477262	,6574508
Mediana		1,2350000	,6646700	,6437500	,6481500	,6436350	,6479200
Modo		1,12778 ^a	,62839 ^a	,63646 ^a	,65833	,61354 ^a	,61979
Desvio Padrão		,10802561	,03622686	,02754076	,02786892	,02585848	,03535935
Variância		,012	,001	,001	,001	,001	,001
Intervalo		,33055	,11581	,10902	,09792	,10194	,12188
Mínimo		1,12778	,62839	,60556	,61250	,61354	,61979
Máximo		1,45833	,74420	,71458	,71042	,71548	,74167

Estatísticas

		tempo apoio sim pat 8	tempo apoio sim pat 9	tempo apoio sim pat 10	tempo apoio sim pat 11	tempo apoio sim pat 12	tempo apoio sim pat 13
N	Válido	13	13	13	13	13	13
	Ausente	4	4	4	4	4	4
Média		,6560546	,6643246	,6610669	,6662192	,6630969	,6727046

Mediana	,6520800	,6645800	,6552100	,6645800	,6625000	,6697900
Modo	,62130	,68021	,62396	,62500 ^a	,61875	,62130 ^a
Desvio Padrão	,03561572	,03937318	,03723796	,04397539	,04095007	,04005272
Variância	,001	,002	,001	,002	,002	,002
Intervalo	,12632	,14075	,12812	,15104	,13541	,12513
Mínimo	,62130	,62592	,62396	,62500	,61875	,62130
Máximo	,74762	,76667	,75208	,77604	,75416	,74643

Estatísticas

	tempo apoio sim pat 14	tempo apoio sim pat 15	tempo apoio sim pat 16	tempo apoio sim pat 17	tempo apoio sim pat 18	tempo apoio sim pat 19
N Válido	12	12	12	11	11	11
Ausente	5	5	5	6	6	6
Média	,6701075	,6677550	,6788883	,6792209	,6840691	,6864464
Mediana	,6671850	,6671850	,6770800	,6760400	,6833300	,6906300
Modo	,67917	,62604 ^a	,68750	,63333 ^a	,63056 ^a	,62604 ^a
Desvio Padrão	,04107708	,03175781	,04011647	,03838225	,04190018	,04404796
Variância	,002	,001	,002	,001	,002	,002
Intervalo	,13558	,09375	,12341	,11786	,13491	,14777
Mínimo	,62870	,62604	,62778	,63333	,63056	,62604
Máximo	,76428	,71979	,75119	,75119	,76547	,77381

Estatísticas

	tempo apoio sim pat 20	tempo apoio sim pat 21	tempo apoio sim pat 22	tempo apoio sim pat 23	tempo apoio sim pat 24	tempo apoio sim pat 25
N Válido	11	10	10	10	10	9
Ausente	6	7	7	7	7	8
Média	,6871918	,6914290	,6875140	,6897650	,6910260	,6952756
Mediana	,6773800	,6877950	,6713550	,6785700	,6848950	,6885400
Modo	,63426 ^a	,62963 ^a	,63704 ^a	,64063 ^a	,63750 ^a	,63426 ^a
Desvio Padrão	,04403666	,04505553	,04747836	,04387615	,04043227	,04720596
Variância	,002	,002	,002	,002	,002	,002
Intervalo	,14789	,15132	,15463	,14270	,12678	,16812
Mínimo	,63426	,62963	,63704	,64063	,63750	,63426
Máximo	,78215	,78095	,79167	,78333	,76428	,80238

Estatísticas

	tempo apoio sim pat 26	tempo apoio sim pat 27	tempo apoio sim pat 28
N Válido	9	8	7
Ausente	8	9	10
Média	,6914833	,6376900	,6455357
Mediana	,6821400	,6245000	,6354200

Modo	,62500 ^a	,59375 ^a	,58928 ^a
Desvio Padrão	,06019822	,04074905	,04449474
Variância	,004	,002	,002
Intervalo	,20595	,11875	,13780
Mínimo	,62500	,59375	,58928
Máximo	,83095	,71250	,72708

a. Ha vários modos. O menor valor é mostrado

Apêndice G

Output PAWS Statistics – Variável tempo de balanço

Frequências

Estatísticas

		Tempo de balanço_2	Tempo de balanço_3	Tempo de balanço_4	Tempo de balanço_5	Tempo de balanço_6	Tempo de balanço_7
N	Válido	34	34	34	34	32	26
	Ausente	0	0	0	0	2	8
Média		,3723547	,4652071	,4706765	,4733124	,4741428	,4773496
Erro de média padrão		,00708500	,00500431	,00499842	,00490205	,00527172	,00577751
Mediana		,3690950	,4667350	,4714100	,4700250	,4681150	,4807300
Modo		,41250	,47222	,45370 ^a	,41852 ^a	,46574 ^a	,48646 ^a
Desvio Padrão		,04131231	,02917991	,02914554	,02858361	,02982136	,02945966
Variância		,002	,001	,001	,001	,001	,001
Intervalo		,16262	,11452	,11459	,10741	,10961	,11030
Mínimo		,28571	,39881	,40833	,41389	,41354	,41574
Máximo		,44833	,51333	,52292	,52130	,52315	,52604

Estatísticas

		Tempo de balanço_8	Tempo de balanço_9	Tempo de balanço_10	Tempo de balanço_11	Tempo de balanço_12	Tempo de balanço_13
N	Válido	26	26	26	26	26	26
	Ausente	8	8	8	8	8	8
Média		,4777108	,4767362	,4775277	,4756981	,4765431	,4792623
Erro de média padrão		,00670355	,00635135	,00645249	,00659596	,00666916	,00733750
Mediana		,4750000	,4744800	,4781250	,4739600	,4786400	,4759850
Modo		,41296 ^a	,48958	,45833	,41562 ^a	,46250 ^a	,44375
Desvio Padrão		,03418155	,03238564	,03290139	,03363293	,03400619	,03741404
Variância		,001	,001	,001	,001	,001	,001
Intervalo		,11725	,11551	,11540	,11875	,12002	,13215
Mínimo		,41296	,41574	,41481	,41562	,41146	,41666
Máximo		,53021	,53125	,53021	,53437	,53148	,54881

Estatísticas

		Tempo de balanço_14	Tempo de balanço_15	Tempo de balanço_16	Tempo de balanço_17	Tempo de balanço_18	Tempo de balanço_19
N	Válido	24	24	24	22	22	22

Ausente	10	10	10	12	12	12
Média	,4747200	,4735104	,4785217	,4782805	,4831200	,4799473
Erro de média padrão	,00750828	,00766928	,00666073	,00709647	,00715739	,00675550
Mediana	,4685200	,4661450	,4779000	,4682300	,4817700	,4755200
Modo	,53646	,49063 ^a	,41667 ^a	,45000 ^a	,48750	,52708
Desvio Padrão	,03678291	,03757164	,03263077	,03328538	,03357115	,03168610
Variância	,001	,001	,001	,001	,001	,001
Intervalo	,12535	,12812	,12291	,12592	,13332	,11771
Mínimo	,41111	,41667	,41667	,41574	,41459	,41354
Máximo	,53646	,54479	,53958	,54166	,54791	,53125

Estatísticas

	Tempo de balanço_20	Tempo de balanço_21	Tempo de balanço_22	Tempo de balanço_23	Tempo de balanço_24	Tempo de balanço_25
N Válido	22	20	20	20	20	18
Ausente	12	14	14	14	14	16
Média	,4808782	,4807630	,4766250	,4762090	,4775985	,4823267
Erro de média padrão	,00673300	,00743943	,00773356	,00727144	,00729626	,00831470
Mediana	,4821450	,4765600	,4744800	,4760350	,4755250	,4794650
Modo	,53125	,47812 ^a	,47604 ^a	,47812	,43021 ^a	,52813
Desvio Padrão	,03158058	,03327015	,03458553	,03251889	,03262987	,03527628
Variância	,001	,001	,001	,001	,001	,001
Intervalo	,11250	,11250	,12361	,11492	,11146	,10938
Mínimo	,41875	,42084	,41388	,41945	,43021	,42871
Máximo	,53125	,53334	,53749	,53437	,54167	,53809

Estatísticas

	Tempo de balanço_26	Tempo de balanço_27	Tempo de balanço_28
N Válido	18	16	14
Ausente	16	18	20
Média	,4942544	,5408669	,5392543
Erro de média padrão	,01431767	,01782468	,01545151
Mediana	,4811800	,5500000	,5343750
Modo	,41667 ^a	,55417	,44792 ^a

Desvio Padrão	,06074472	,07129871	,05781425
Variância	,004	,005	,003
Intervalo	,22262	,22420	,18184
Mínimo	,41667	,40556	,44792
Máximo	,63929	,62976	,62976

a. Ha vários modos. O menor valor é mostrado

Tabela de Frequência

Tempo de balanço_2				
	Frequência	Porcentagem	Porcentagem	Porcentagem
	a	m	válida	m acumulativa
Válido ,28571	1	2,9	2,9	2,9
,30417	1	2,9	2,9	5,9
,31111	1	2,9	2,9	8,8
,31667	1	2,9	2,9	11,8
,32222	1	2,9	2,9	14,7
,32500	1	2,9	2,9	17,6
,34000	1	2,9	2,9	20,6
,34048	1	2,9	2,9	23,5
,34306	1	2,9	2,9	26,5
,34861	1	2,9	2,9	29,4
,35417	2	5,9	5,9	35,3
,35833	2	5,9	5,9	41,2
,36111	1	2,9	2,9	44,1
,36500	1	2,9	2,9	47,1
,36875	1	2,9	2,9	50,0
,36944	1	2,9	2,9	52,9
,37083	2	5,9	5,9	58,8
,39167	1	2,9	2,9	61,8
,39583	1	2,9	2,9	64,7

,39833	2	5,9	5,9	70,6
,40208	1	2,9	2,9	73,5
,41250	4	11,8	11,8	85,3
,41667	1	2,9	2,9	88,2
,42083	1	2,9	2,9	91,2
,42333	1	2,9	2,9	94,1
,44667	1	2,9	2,9	97,1
,44833	1	2,9	2,9	100,0
Total	34	100,0	100,0	

Tempo de balanço_3

	Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido ,39881	1	2,9	2,9	2,9
,41410	1	2,9	2,9	5,9
,41815	1	2,9	2,9	8,8
,42933	1	2,9	2,9	11,8
,43067	1	2,9	2,9	14,7
,43393	1	2,9	2,9	17,6
,43981	1	2,9	2,9	20,6
,44551	1	2,9	2,9	23,5
,44722	1	2,9	2,9	26,5
,44776	1	2,9	2,9	29,4
,45096	1	2,9	2,9	32,4
,45216	1	2,9	2,9	35,3
,45417	1	2,9	2,9	38,2
,45467	1	2,9	2,9	41,2
,45567	1	2,9	2,9	44,1
,45648	1	2,9	2,9	47,1
,46314	1	2,9	2,9	50,0
,47033	1	2,9	2,9	52,9
,47222	2	5,9	5,9	58,8
,47564	1	2,9	2,9	61,8
,48090	1	2,9	2,9	64,7
,48367	1	2,9	2,9	67,6
,48567	1	2,9	2,9	70,6

,48993	1	2,9	2,9	73,5
,49033	1	2,9	2,9	76,5
,49100	1	2,9	2,9	79,4
,49295	1	2,9	2,9	82,4
,49359	1	2,9	2,9	85,3
,49444	1	2,9	2,9	88,2
,50128	1	2,9	2,9	91,2
,50500	1	2,9	2,9	94,1
,51200	1	2,9	2,9	97,1
,51333	1	2,9	2,9	100,0
Total	34	100,0	100,0	

Tempo de balanço_4

	Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido ,40833	1	2,9	2,9	2,9
,41481	1	2,9	2,9	5,9
,42593	1	2,9	2,9	8,8
,42917	1	2,9	2,9	11,8
,43611	1	2,9	2,9	14,7
,44537	1	2,9	2,9	17,6
,44722	1	2,9	2,9	20,6
,45000	1	2,9	2,9	23,5
,45093	1	2,9	2,9	26,5
,45185	1	2,9	2,9	29,4
,45370	2	5,9	5,9	35,3
,45741	1	2,9	2,9	38,2
,46296	1	2,9	2,9	41,2
,46667	1	2,9	2,9	44,1
,46875	2	5,9	5,9	50,0
,47407	1	2,9	2,9	52,9
,47708	1	2,9	2,9	55,9
,48426	1	2,9	2,9	58,8
,48437	1	2,9	2,9	61,8
,48438	1	2,9	2,9	64,7
,48646	1	2,9	2,9	67,6

,48750	1	2,9	2,9	70,6
,49063	1	2,9	2,9	73,5
,49259	1	2,9	2,9	76,5
,49375	1	2,9	2,9	79,4
,49687	1	2,9	2,9	82,4
,49896	2	5,9	5,9	88,2
,51250	2	5,9	5,9	94,1
,51354	1	2,9	2,9	97,1
,52292	1	2,9	2,9	100,0
Total	34	100,0	100,0	

Tempo de balanço_5

	Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido ,41389	1	2,9	2,9	2,9
,41852	2	5,9	5,9	8,8
,44167	1	2,9	2,9	11,8
,44375	1	2,9	2,9	14,7
,44688	1	2,9	2,9	17,6
,44815	1	2,9	2,9	20,6
,45313	1	2,9	2,9	23,5
,45521	1	2,9	2,9	26,5
,46042	1	2,9	2,9	29,4
,46111	1	2,9	2,9	32,4
,46204	1	2,9	2,9	35,3
,46296	1	2,9	2,9	38,2
,46563	1	2,9	2,9	41,2
,46667	1	2,9	2,9	44,1
,46771	1	2,9	2,9	47,1
,46875	1	2,9	2,9	50,0
,47130	1	2,9	2,9	52,9
,48021	1	2,9	2,9	55,9
,48333	2	5,9	5,9	61,8
,48542	1	2,9	2,9	64,7
,48750	2	5,9	5,9	70,6
,48889	1	2,9	2,9	73,5

,48958	1	2,9	2,9	76,5
,49352	1	2,9	2,9	79,4
,50104	1	2,9	2,9	82,4
,50521	1	2,9	2,9	85,3
,50833	1	2,9	2,9	88,2
,51481	1	2,9	2,9	91,2
,51759	1	2,9	2,9	94,1
,51875	1	2,9	2,9	97,1
,52130	1	2,9	2,9	100,0
Total	34	100,0	100,0	

Tempo de balanço_6

	Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido ,41354	1	2,9	3,1	3,1
,41852	1	2,9	3,1	6,3
,42685	1	2,9	3,1	9,4
,43796	1	2,9	3,1	12,5
,43982	1	2,9	3,1	15,6
,44815	1	2,9	3,1	18,8
,45093	1	2,9	3,1	21,9
,45463	1	2,9	3,1	25,0
,45648	1	2,9	3,1	28,1
,45741	1	2,9	3,1	31,3
,46204	1	2,9	3,1	34,4
,46458	1	2,9	3,1	37,5
,46574	2	5,9	6,3	43,8
,46667	1	2,9	3,1	46,9
,46771	1	2,9	3,1	50,0
,46852	1	2,9	3,1	53,1
,47222	1	2,9	3,1	56,3
,48229	1	2,9	3,1	59,4
,48241	1	2,9	3,1	62,5
,48854	1	2,9	3,1	65,6
,49479	1	2,9	3,1	68,8
,49896	1	2,9	3,1	71,9

	,50104	2	5,9	6,3	78,1
	,50417	1	2,9	3,1	81,3
	,50625	1	2,9	3,1	84,4
	,50729	1	2,9	3,1	87,5
	,50833	1	2,9	3,1	90,6
	,51458	1	2,9	3,1	93,8
	,52222	1	2,9	3,1	96,9
	,52315	1	2,9	3,1	100,0
	Total	32	94,1	100,0	
Ausente	-1,00000	2	5,9		
Total		34	100,0		

Tempo de balanço_7

	Frequênci a	Porcentage m	Porcentagem válida	Porcentage m acumulativa
Válido ,41574	1	2,9	3,8	3,8
,42130	1	2,9	3,8	7,7
,44375	1	2,9	3,8	11,5
,44445	1	2,9	3,8	15,4
,44583	1	2,9	3,8	19,2
,45741	1	2,9	3,8	23,1
,45926	1	2,9	3,8	26,9
,46146	1	2,9	3,8	30,8
,46190	1	2,9	3,8	34,6
,46250	1	2,9	3,8	38,5
,46771	1	2,9	3,8	42,3
,47396	1	2,9	3,8	46,2
,47500	1	2,9	3,8	50,0
,48646	2	5,9	7,7	57,7
,48854	2	5,9	7,7	65,4
,48958	1	2,9	3,8	69,2
,49583	1	2,9	3,8	73,1
,49792	1	2,9	3,8	76,9
,50000	1	2,9	3,8	80,8
,51250	1	2,9	3,8	84,6
,51562	2	5,9	7,7	92,3
,51771	1	2,9	3,8	96,2

	,52604	1	2,9	3,8	100,0
Total		26	76,5	100,0	
Ausente	-1,00000	8	23,5		
Total		34	100,0		

Tempo de balanço_8

		Frequênci a	Porcentage m	Porcentagem válida	Porcentage m acumulativa
Válido	,41296	1	2,9	3,8	3,8
	,41667	1	2,9	3,8	7,7
	,42778	1	2,9	3,8	11,5
	,43646	1	2,9	3,8	15,4
	,44537	1	2,9	3,8	19,2
	,45313	1	2,9	3,8	23,1
	,45648	1	2,9	3,8	26,9
	,45833	1	2,9	3,8	30,8
	,46018	1	2,9	3,8	34,6
	,46146	1	2,9	3,8	38,5
	,46458	1	2,9	3,8	42,3
	,47188	1	2,9	3,8	46,2
	,47292	1	2,9	3,8	50,0
	,47708	1	2,9	3,8	53,8
	,48750	1	2,9	3,8	57,7
	,48854	1	2,9	3,8	61,5
	,49907	1	2,9	3,8	65,4
	,50000	1	2,9	3,8	69,2
	,50092	1	2,9	3,8	73,1
	,50417	1	2,9	3,8	76,9
	,51354	1	2,9	3,8	80,8
	,51562	1	2,9	3,8	84,6
	,51667	1	2,9	3,8	88,5
	,51979	1	2,9	3,8	92,3
	,52917	1	2,9	3,8	96,2
	,53021	1	2,9	3,8	100,0
Total		26	76,5	100,0	
Ausente	-1,00000	8	23,5		
Total		34	100,0		

Tempo de balanço_9

		Frequênci a	Porcentage m	Porcentagem válida	Porcentage m acumulativa
Válido	,41574	1	2,9	3,8	3,8
	,41852	1	2,9	3,8	7,7
	,42593	1	2,9	3,8	11,5
	,44074	1	2,9	3,8	15,4
	,44630	1	2,9	3,8	19,2
	,45625	1	2,9	3,8	23,1
	,45938	1	2,9	3,8	26,9
	,46146	1	2,9	3,8	30,8
	,46250	1	2,9	3,8	34,6
	,46562	1	2,9	3,8	38,5
	,46574	1	2,9	3,8	42,3
	,46852	1	2,9	3,8	46,2
	,47292	1	2,9	3,8	50,0
	,47604	1	2,9	3,8	53,8
	,47708	1	2,9	3,8	57,7
	,48958	2	5,9	7,7	65,4
	,49167	1	2,9	3,8	69,2
	,49271	1	2,9	3,8	73,1
	,50208	1	2,9	3,8	76,9
	,50729	1	2,9	3,8	80,8
	,51458	1	2,9	3,8	84,6
	,51574	1	2,9	3,8	88,5
	,51875	1	2,9	3,8	92,3
	,52917	1	2,9	3,8	96,2
	,53125	1	2,9	3,8	100,0
Total		26	76,5	100,0	
Ausente	-1,00000	8	23,5		
Total		34	100,0		

Tempo de balanço_10

	Frequênci a	Porcentage m	Porcentagem válida	Porcentage m acumulativa
--	----------------	-----------------	-----------------------	--------------------------------

Válido	,41481	1	2,9	3,8	3,8
	,42500	1	2,9	3,8	7,7
	,43750	1	2,9	3,8	11,5
	,43796	1	2,9	3,8	15,4
	,44259	1	2,9	3,8	19,2
	,45104	1	2,9	3,8	23,1
	,45729	1	2,9	3,8	26,9
	,45833	3	8,8	11,5	38,5
	,46574	1	2,9	3,8	42,3
	,47291	1	2,9	3,8	46,2
	,47812	1	2,9	3,8	50,0
	,47813	1	2,9	3,8	53,8
	,47976	1	2,9	3,8	57,7
	,48229	1	2,9	3,8	61,5
	,49271	1	2,9	3,8	65,4
	,49479	1	2,9	3,8	69,2
	,50000	1	2,9	3,8	73,1
	,50417	1	2,9	3,8	76,9
	,50729	1	2,9	3,8	80,8
	,50926	1	2,9	3,8	84,6
	,52500	1	2,9	3,8	88,5
	,52708	2	5,9	7,7	96,2
	,53021	1	2,9	3,8	100,0
Total		26	76,5	100,0	
Ausente	-1,00000	8	23,5		
Total		34	100,0		

Tempo de balanço_11

		Frequênci a	Porcentage m	Porcentagem válida	Porcentage m acumulativa
Válido	,41562	1	2,9	3,8	3,8
	,41759	1	2,9	3,8	7,7
	,42870	1	2,9	3,8	11,5
	,43854	1	2,9	3,8	15,4
	,44479	1	2,9	3,8	19,2
	,45185	1	2,9	3,8	23,1
	,45312	1	2,9	3,8	26,9

	,45714	1	2,9	3,8	30,8
	,45729	1	2,9	3,8	34,6
	,46204	1	2,9	3,8	38,5
	,46389	1	2,9	3,8	42,3
	,46481	1	2,9	3,8	46,2
	,46979	1	2,9	3,8	50,0
	,47813	1	2,9	3,8	53,8
	,47917	1	2,9	3,8	57,7
	,48095	1	2,9	3,8	61,5
	,48542	1	2,9	3,8	65,4
	,49375	1	2,9	3,8	69,2
	,49537	1	2,9	3,8	73,1
	,50208	1	2,9	3,8	76,9
	,50833	1	2,9	3,8	80,8
	,51458	1	2,9	3,8	84,6
	,51771	1	2,9	3,8	88,5
	,52604	1	2,9	3,8	92,3
	,52708	1	2,9	3,8	96,2
	,53437	1	2,9	3,8	100,0
	Total	26	76,5	100,0	
Ausente	-1,00000	8	23,5		
Total		34	100,0		

Tempo de balanço_12

		Frequênci a	Porcentage m	Porcentagem válida	Porcentage m acumulativa
Válido	,41146	1	2,9	3,8	3,8
	,42037	1	2,9	3,8	7,7
	,42870	1	2,9	3,8	11,5
	,43750	1	2,9	3,8	15,4
	,44352	1	2,9	3,8	19,2
	,44687	1	2,9	3,8	23,1
	,44896	1	2,9	3,8	26,9
	,45926	1	2,9	3,8	30,8
	,46250	2	5,9	7,7	38,5
	,46481	1	2,9	3,8	42,3
	,46563	1	2,9	3,8	46,2

	,47187	1	2,9	3,8	50,0
	,48541	1	2,9	3,8	53,8
	,48542	1	2,9	3,8	57,7
	,48958	2	5,9	7,7	65,4
	,49583	2	5,9	7,7	73,1
	,50208	1	2,9	3,8	76,9
	,50729	1	2,9	3,8	80,8
	,50833	1	2,9	3,8	84,6
	,51979	1	2,9	3,8	88,5
	,52500	1	2,9	3,8	92,3
	,53055	1	2,9	3,8	96,2
	,53148	1	2,9	3,8	100,0
	Total	26	76,5	100,0	
Ausente	-1,00000	8	23,5		
Total		34	100,0		

Tempo de balanço_13

	Frequênci a	Porcentage m	Porcentagem válida	Porcentage m acumulativa
Válido				
,41666	1	2,9	3,8	3,8
,41759	1	2,9	3,8	7,7
,43148	1	2,9	3,8	11,5
,43797	1	2,9	3,8	15,4
,44375	2	5,9	7,7	23,1
,45417	1	2,9	3,8	26,9
,45625	1	2,9	3,8	30,8
,45938	1	2,9	3,8	34,6
,46145	1	2,9	3,8	38,5
,46354	1	2,9	3,8	42,3
,46574	1	2,9	3,8	46,2
,46759	1	2,9	3,8	50,0
,48438	1	2,9	3,8	53,8
,48854	1	2,9	3,8	57,7
,48958	1	2,9	3,8	61,5
,49166	1	2,9	3,8	65,4
,49895	1	2,9	3,8	69,2
,50417	1	2,9	3,8	73,1

	,50521	1	2,9	3,8	76,9
	,51354	1	2,9	3,8	80,8
	,51562	1	2,9	3,8	84,6
	,53020	1	2,9	3,8	88,5
	,53125	1	2,9	3,8	92,3
	,53959	1	2,9	3,8	96,2
	,54881	1	2,9	3,8	100,0
	Total	26	76,5	100,0	
Ausente	-1,00000	8	23,5		
Total		34	100,0		

Tempo de balanço_14

	Frequênci a	Porcentagem m	Porcentagem válida	Porcentagem m acumulativa
Válido ,41111	1	2,9	4,2	4,2
,41389	1	2,9	4,2	8,3
,42222	1	2,9	4,2	12,5
,43542	1	2,9	4,2	16,7
,43889	1	2,9	4,2	20,8
,44896	1	2,9	4,2	25,0
,45555	1	2,9	4,2	29,2
,45729	1	2,9	4,2	33,3
,46146	1	2,9	4,2	37,5
,46250	1	2,9	4,2	41,7
,46562	1	2,9	4,2	45,8
,46667	1	2,9	4,2	50,0
,47037	1	2,9	4,2	54,2
,48437	1	2,9	4,2	58,3
,48854	1	2,9	4,2	62,5
,49063	1	2,9	4,2	66,7
,49167	1	2,9	4,2	70,8
,49375	1	2,9	4,2	75,0
,50312	1	2,9	4,2	79,2
,50729	1	2,9	4,2	83,3
,51771	1	2,9	4,2	87,5
,53333	1	2,9	4,2	91,7
,53646	2	5,9	8,3	100,0

Total	24	70,6	100,0
Ausente -1,00000	10	29,4	
Total	34	100,0	

Tempo de balanço_15

	Frequênci a	Porcentage m	Porcentagem válida	Porcentage m acumulativa
Válido ,41667	1	2,9	4,2	4,2
,42315	1	2,9	4,2	8,3
,42593	1	2,9	4,2	12,5
,42917	1	2,9	4,2	16,7
,43854	1	2,9	4,2	20,8
,44583	1	2,9	4,2	25,0
,44722	1	2,9	4,2	29,2
,44907	1	2,9	4,2	33,3
,45556	1	2,9	4,2	37,5
,45729	1	2,9	4,2	41,7
,46146	1	2,9	4,2	45,8
,46354	1	2,9	4,2	50,0
,46875	1	2,9	4,2	54,2
,47917	1	2,9	4,2	58,3
,48437	1	2,9	4,2	62,5
,49063	2	5,9	8,3	70,8
,49271	1	2,9	4,2	75,0
,50185	1	2,9	4,2	79,2
,50521	1	2,9	4,2	83,3
,51459	1	2,9	4,2	87,5
,53333	1	2,9	4,2	91,7
,54479	2	5,9	8,3	100,0
Total	24	70,6	100,0	
Ausente -1,00000	10	29,4		
Total	34	100,0		

Tempo de balanço_16

		Frequênci a	Porcentage m	Porcentagem válida	Porcentage m acumulativa
Válido	,41667	2	5,9	8,3	8,3
	,43796	1	2,9	4,2	12,5
	,44375	1	2,9	4,2	16,7
	,45463	1	2,9	4,2	20,8
	,46111	1	2,9	4,2	25,0
	,46459	1	2,9	4,2	29,2
	,46563	1	2,9	4,2	33,3
	,46875	1	2,9	4,2	37,5
	,47292	2	5,9	8,3	45,8
	,47709	1	2,9	4,2	50,0
	,47871	1	2,9	4,2	54,2
	,48021	2	5,9	8,3	62,5
	,48333	1	2,9	4,2	66,7
	,48541	1	2,9	4,2	70,8
	,49063	1	2,9	4,2	75,0
	,50625	1	2,9	4,2	79,2
	,51250	2	5,9	8,3	87,5
	,53125	2	5,9	8,3	95,8
	,53958	1	2,9	4,2	100,0
Total		24	70,6	100,0	
Ausente	-1,00000	10	29,4		
Total		34	100,0		

Tempo de balanço_17

		Frequênci a	Porcentage m	Porcentagem válida	Porcentage m acumulativa
Válido	,41574	1	2,9	4,5	4,5
	,43889	1	2,9	4,5	9,1
	,44687	1	2,9	4,5	13,6
	,45000	2	5,9	9,1	22,7

,45521	1	2,9	4,5	27,3
,45729	1	2,9	4,5	31,8
,45938	1	2,9	4,5	36,4
,46548	1	2,9	4,5	40,9
,46562	1	2,9	4,5	45,5
,46667	1	2,9	4,5	50,0
,46979	1	2,9	4,5	54,5
,48854	2	5,9	9,1	63,6
,48958	2	5,9	9,1	72,7
,49271	1	2,9	4,5	77,3
,50000	1	2,9	4,5	81,8
,52187	1	2,9	4,5	86,4
,53437	1	2,9	4,5	90,9
,53438	1	2,9	4,5	95,5
,54166	1	2,9	4,5	100,0
Total	22	64,7	100,0	
Ausente -1,00000	12	35,3		
Total	34	100,0		

Tempo de balanço_18

	Frequência	Porcentagem	Porcentagem válida	Porcentagem acumulativa
Válido ,41459	1	2,9	4,5	4,5
,43426	1	2,9	4,5	9,1
,44907	1	2,9	4,5	13,6
,45313	1	2,9	4,5	18,2
,45625	1	2,9	4,5	22,7
,46146	1	2,9	4,5	27,3
,46666	1	2,9	4,5	31,8
,46852	1	2,9	4,5	36,4
,46905	1	2,9	4,5	40,9
,47083	1	2,9	4,5	45,5
,47813	1	2,9	4,5	50,0
,48541	1	2,9	4,5	54,5
,48750	2	5,9	9,1	63,6
,48958	1	2,9	4,5	68,2
,49630	1	2,9	4,5	72,7

	,51458	1	2,9	4,5	77,3
	,51667	1	2,9	4,5	81,8
	,51875	1	2,9	4,5	86,4
	,53020	1	2,9	4,5	90,9
	,53229	1	2,9	4,5	95,5
	,54791	1	2,9	4,5	100,0
	Total	22	64,7	100,0	
Ausente	-1,00000	12	35,3		
Total		34	100,0		

Tempo de balanço_19

	Frequênci a	Porcentage m	Porcentagem válida	Porcentage m acumulativa
Válido ,41354	1	2,9	4,5	4,5
,43333	1	2,9	4,5	9,1
,44687	1	2,9	4,5	13,6
,45278	1	2,9	4,5	18,2
,45833	1	2,9	4,5	22,7
,46042	1	2,9	4,5	27,3
,46354	1	2,9	4,5	31,8
,46429	1	2,9	4,5	36,4
,46574	1	2,9	4,5	40,9
,46771	1	2,9	4,5	45,5
,47500	1	2,9	4,5	50,0
,47604	1	2,9	4,5	54,5
,48125	1	2,9	4,5	59,1
,48333	1	2,9	4,5	63,6
,49271	1	2,9	4,5	68,2
,50000	1	2,9	4,5	72,7
,51042	1	2,9	4,5	77,3
,51250	1	2,9	4,5	81,8
,51563	1	2,9	4,5	86,4
,52708	2	5,9	9,1	95,5
,53125	1	2,9	4,5	100,0
Total	22	64,7	100,0	
Ausente -1,00000	12	35,3		
Total	34	100,0		

Tempo de balanço_20

		Frequênci a	Porcentage m	Porcentagem válida	Porcentage m acumulativa
Válido	,41875	1	2,9	4,5	4,5
	,42963	1	2,9	4,5	9,1
	,44762	1	2,9	4,5	13,6
	,45000	1	2,9	4,5	18,2
	,45104	1	2,9	4,5	22,7
	,45595	1	2,9	4,5	27,3
	,46563	1	2,9	4,5	31,8
	,46667	1	2,9	4,5	36,4
	,47038	1	2,9	4,5	40,9
	,48021	1	2,9	4,5	45,5
	,48095	1	2,9	4,5	50,0
	,48334	1	2,9	4,5	54,5
	,48646	1	2,9	4,5	59,1
	,48750	1	2,9	4,5	63,6
	,49375	1	2,9	4,5	68,2
	,49479	1	2,9	4,5	72,7
	,49583	1	2,9	4,5	77,3
	,51041	1	2,9	4,5	81,8
	,52083	1	2,9	4,5	86,4
	,52708	1	2,9	4,5	90,9
	,53125	2	5,9	9,1	100,0
Total		22	64,7	100,0	
Ausente	-1,00000	12	35,3		
Total		34	100,0		

Tempo de balanço_21

		Frequênci a	Porcentage m	Porcentagem válida	Porcentage m acumulativa
Válido	,42084	1	2,9	5,0	5,0

	,43148	1	2,9	5,0	10,0
	,44896	1	2,9	5,0	15,0
	,45104	1	2,9	5,0	20,0
	,45208	1	2,9	5,0	25,0
	,46250	1	2,9	5,0	30,0
	,46770	1	2,9	5,0	35,0
	,46771	1	2,9	5,0	40,0
	,46979	1	2,9	5,0	45,0
	,47500	1	2,9	5,0	50,0
	,47812	2	5,9	10,0	60,0
	,47976	1	2,9	5,0	65,0
	,49583	1	2,9	5,0	70,0
	,50834	1	2,9	5,0	75,0
	,51354	1	2,9	5,0	80,0
	,51548	1	2,9	5,0	85,0
	,53229	1	2,9	5,0	90,0
	,53334	2	5,9	10,0	100,0
	Total	20	58,8	100,0	
Ausente	-1,00000	14	41,2		
Total		34	100,0		

Tempo de balanço_22

		Frequênci a	Porcentage m	Porcentagem válida	Porcentage m acumulativa
Válido	,41388	1	2,9	5,0	5,0
	,43241	1	2,9	5,0	10,0
	,44444	1	2,9	5,0	15,0
	,44479	1	2,9	5,0	20,0
	,44722	1	2,9	5,0	25,0
	,45521	1	2,9	5,0	30,0
	,45938	1	2,9	5,0	35,0
	,46018	1	2,9	5,0	40,0
	,46309	1	2,9	5,0	45,0
	,47292	1	2,9	5,0	50,0
	,47604	2	5,9	10,0	60,0
	,48334	2	5,9	10,0	70,0
	,49792	1	2,9	5,0	75,0

	,50833	1	2,9	5,0	80,0
	,51190	1	2,9	5,0	85,0
	,53125	1	2,9	5,0	90,0
	,53333	1	2,9	5,0	95,0
	,53749	1	2,9	5,0	100,0
Total		20	58,8	100,0	
Ausente	-1,00000	14	41,2		
Total		34	100,0		

Tempo de balanço_23

		Frequênci a	Porcentage m	Porcentagem válida	Porcentage m acumulativa
Válido	,41945	1	2,9	5,0	5,0
	,43645	1	2,9	5,0	10,0
	,44271	1	2,9	5,0	15,0
	,44792	1	2,9	5,0	20,0
	,44907	1	2,9	5,0	25,0
	,45118	1	2,9	5,0	30,0
	,45833	1	2,9	5,0	35,0
	,46458	1	2,9	5,0	40,0
	,46667	1	2,9	5,0	45,0
	,47499	1	2,9	5,0	50,0
	,47708	1	2,9	5,0	55,0
	,47812	2	5,9	10,0	65,0
	,48229	1	2,9	5,0	70,0
	,48854	1	2,9	5,0	75,0
	,50521	1	2,9	5,0	80,0
	,50556	1	2,9	5,0	85,0
	,53125	1	2,9	5,0	90,0
	,53229	1	2,9	5,0	95,0
	,53437	1	2,9	5,0	100,0
Total		20	58,8	100,0	
Ausente	-1,00000	14	41,2		
Total		34	100,0		

Tempo de balanço_24

		Frequênci a	Porcentage m	Porcentagem válida	Porcentage m acumulativa
Válido	,43021	1	2,9	5,0	5,0
	,43148	1	2,9	5,0	10,0
	,43542	1	2,9	5,0	15,0
	,44688	1	2,9	5,0	20,0
	,44908	1	2,9	5,0	25,0
	,45370	1	2,9	5,0	30,0
	,46042	1	2,9	5,0	35,0
	,46458	1	2,9	5,0	40,0
	,46667	1	2,9	5,0	45,0
	,47500	1	2,9	5,0	50,0
	,47605	1	2,9	5,0	55,0
	,47812	1	2,9	5,0	60,0
	,47813	1	2,9	5,0	65,0
	,49791	1	2,9	5,0	70,0
	,50000	1	2,9	5,0	75,0
	,51354	1	2,9	5,0	80,0
	,51458	1	2,9	5,0	85,0
	,51770	1	2,9	5,0	90,0
	,52083	1	2,9	5,0	95,0
	,54167	1	2,9	5,0	100,0
	Total	20	58,8	100,0	
Ausente	-1,00000	14	41,2		
Total		34	100,0		

Tempo de balanço_25

		Frequênci a	Porcentage m	Porcentagem válida	Porcentage m acumulativa
Válido	,42871	1	2,9	5,6	5,6
	,43437	1	2,9	5,6	11,1
	,43958	1	2,9	5,6	16,7
	,43982	1	2,9	5,6	22,2
	,46251	1	2,9	5,6	27,8
	,46563	1	2,9	5,6	33,3
	,46667	1	2,9	5,6	38,9

	,46771	1	2,9	5,6	44,4
	,47917	1	2,9	5,6	50,0
	,47976	1	2,9	5,6	55,6
	,48214	1	2,9	5,6	61,1
	,49062	1	2,9	5,6	66,7
	,50520	1	2,9	5,6	72,2
	,51945	1	2,9	5,6	77,8
	,52619	1	2,9	5,6	83,3
	,52813	2	5,9	11,1	94,4
	,53809	1	2,9	5,6	100,0
	Total	18	52,9	100,0	
Ausente	-1,00000	16	47,1		
Total		34	100,0		

Tempo de balanço_26

	Frequênci a	Porcentage m	Porcentagem válida	Porcentage m acumulativa
Válido				
,41667	1	2,9	5,6	5,6
,41979	1	2,9	5,6	11,1
,43022	1	2,9	5,6	16,7
,43611	1	2,9	5,6	22,2
,45729	1	2,9	5,6	27,8
,46667	1	2,9	5,6	33,3
,47084	1	2,9	5,6	38,9
,47500	1	2,9	5,6	44,4
,48021	1	2,9	5,6	50,0
,48215	1	2,9	5,6	55,6
,49063	1	2,9	5,6	61,1
,50521	1	2,9	5,6	66,7
,51979	1	2,9	5,6	72,2
,52858	1	2,9	5,6	77,8
,53125	1	2,9	5,6	83,3
,53230	1	2,9	5,6	88,9
,61458	1	2,9	5,6	94,4
,63929	1	2,9	5,6	100,0
Total	18	52,9	100,0	
Ausente	-1,00000	16	47,1	

Total	34	100,0		
-------	----	-------	--	--

Tempo de balanço_27

		Frequênci a	Porcentage m	Porcentagem válida	Porcentage m acumulativa
Válido	,40556	1	2,9	6,3	6,3
	,42083	1	2,9	6,3	12,5
	,45833	1	2,9	6,3	18,8
	,47917	1	2,9	6,3	25,0
	,50833	1	2,9	6,3	31,3
	,52361	1	2,9	6,3	37,5
	,53333	1	2,9	6,3	43,8
	,54583	1	2,9	6,3	50,0
	,55417	2	5,9	12,5	62,5
	,59271	1	2,9	6,3	68,8
	,60238	1	2,9	6,3	75,0
	,60521	1	2,9	6,3	81,3
	,61786	1	2,9	6,3	87,5
	,62262	1	2,9	6,3	93,8
	,62976	1	2,9	6,3	100,0
Total		16	47,1	100,0	
Ausente	-1,00000	18	52,9		
Total		34	100,0		

Tempo de balanço_28

		Frequênci a	Porcentage m	Porcentagem válida	Porcentage m acumulativa
Válido	,44792	1	2,9	7,1	7,1
	,45000	1	2,9	7,1	14,3
	,48854	1	2,9	7,1	21,4
	,50952	1	2,9	7,1	28,6
	,51458	1	2,9	7,1	35,7
	,51667	1	2,9	7,1	42,9
	,52917	1	2,9	7,1	50,0
	,53958	1	2,9	7,1	57,1

,54643	1	2,9	7,1	64,3
,56072	1	2,9	7,1	71,4
,59375	1	2,9	7,1	78,6
,59792	1	2,9	7,1	85,7
,62500	1	2,9	7,1	92,9
,62976	1	2,9	7,1	100,0
Total	14	41,2	100,0	
Ausente -1,00000	20	58,8		
Total	34	100,0		

Testes de NPar

Teste Mann-Whitney

Classificações

	Variação da velocidade	N	Postos de média	Soma de Classificações
Tempo de balanço_2	Assimétrico	17	16,44	279,50
	Simétrico	17	18,56	315,50
	Total	34		
Tempo de balanço_3	Assimétrico	17	16,00	272,00
	Simétrico	17	19,00	323,00
	Total	34		
Tempo de balanço_4	Assimétrico	17	15,62	265,50
	Simétrico	17	19,38	329,50
	Total	34		
Tempo de balanço_5	Assimétrico	17	14,59	248,00
	Simétrico	17	20,41	347,00
	Total	34		
Tempo de balanço_6	Assimétrico	16	14,56	233,00
	Simétrico	16	18,44	295,00
	Total	32		
Tempo de balanço_7	Assimétrico	13	11,15	145,00
	Simétrico	13	15,85	206,00
	Total	26		

Tempo de balanço_8	Assimétrico	13	11,31	147,00
	Simétrico	13	15,69	204,00
	Total	26		
Tempo de balanço_9	Assimétrico	13	11,38	148,00
	Simétrico	13	15,62	203,00
	Total	26		
Tempo de balanço_10	Assimétrico	13	10,88	141,50
	Simétrico	13	16,12	209,50
	Total	26		
Tempo de balanço_11	Assimétrico	13	11,69	152,00
	Simétrico	13	15,31	199,00
	Total	26		
Tempo de balanço_12	Assimétrico	13	11,12	144,50
	Simétrico	13	15,88	206,50
	Total	26		
Tempo de balanço_13	Assimétrico	13	11,15	145,00
	Simétrico	13	15,85	206,00
	Total	26		
Tempo de balanço_14	Assimétrico	12	10,63	127,50
	Simétrico	12	14,38	172,50
	Total	24		
Tempo de balanço_15	Assimétrico	12	10,50	126,00
	Simétrico	12	14,50	174,00
	Total	24		
Tempo de balanço_16	Assimétrico	12	10,79	129,50
	Simétrico	12	14,21	170,50
	Total	24		
Tempo de balanço_17	Assimétrico	11	9,09	100,00
	Simétrico	11	13,91	153,00
	Total	22		
Tempo de balanço_18	Assimétrico	11	9,18	101,00
	Simétrico	11	13,82	152,00
	Total	22		
Tempo de balanço_19	Assimétrico	11	8,95	98,50
	Simétrico	11	14,05	154,50
	Total	22		
Tempo de balanço_20	Assimétrico	11	8,86	97,50
	Simétrico	11	14,14	155,50
	Total	22		
Tempo de balanço_21	Assimétrico	10	7,90	79,00
	Simétrico	10	13,10	131,00

	Total	20		
Tempo de balanço_22	Assimétrico	10	7,85	78,50
	Simétrico	10	13,15	131,50
	Total	20		
Tempo de balanço_23	Assimétrico	10	7,20	72,00
	Simétrico	10	13,80	138,00
	Total	20		
Tempo de balanço_24	Assimétrico	10	7,30	73,00
	Simétrico	10	13,70	137,00
	Total	20		
Tempo de balanço_25	Assimétrico	9	6,83	61,50
	Simétrico	9	12,17	109,50
	Total	18		
Tempo de balanço_26	Assimétrico	9	7,89	71,00
	Simétrico	9	11,11	100,00
	Total	18		
Tempo de balanço_27	Assimétrico	8	8,31	66,50
	Simétrico	8	8,69	69,50
	Total	16		
Tempo de balanço_28	Assimétrico	7	7,43	52,00
	Simétrico	7	7,57	53,00
	Total	14		

Estadísticas de teste^a

	Tempo de balanço_2	Tempo de balanço_3	Tempo de balanço_4	Tempo de balanço_5	Tempo de balanço_6	Tempo de balanço_7
U de Mann-Whitney	126,500	119,000	112,500	95,000	97,000	54,000
Wilcoxon W	279,500	272,000	265,500	248,000	233,000	145,000
Z	-,621	-,878	-1,103	-1,705	-1,169	-1,565
Significância Sig. (2 extremidades)	,535	,380	,270	,088	,243	,118
Sig exata [2*(Sig. de 1 extremidade)]	,540 ^b	,394 ^b	,274 ^b	,092 ^b	,254 ^b	,125 ^b
Sig exata (2 extremidades)	,545	,389	,278	,090	,250	,122

Sig exata (1 extremidade)	,273	,195	,139	,045	,125	,061
Probabilidade de ponto	,006	,005	,004	,002	,004	,003

Estatísticas de teste^a

	Tempo de balanço_8	Tempo de balanço_9	Tempo de balanço_10	Tempo de balanço_11	Tempo de balanço_12	Tempo de balanço_13
U de Mann- Whitney	56,000	57,000	50,500	61,000	53,500	54,000
Wilcoxon W	147,000	148,000	141,500	152,000	144,500	145,000
Z	-1,462	-1,410	-1,745	-1,205	-1,591	-1,564
Significância Sig. (2 extremidades)	,144	,158	,081	,228	,112	,118
Sig exata [2*(Sig. de 1 extremidade)]	,153 ^b	,169 ^b	,081 ^b	,243 ^b	,113 ^b	,125 ^b
Sig exata (2 extremidades)	,153	,165	,083	,243	,116	,122
Sig exata (1 extremidade)	,077	,082	,041	,121	,058	,061
Probabilidade de ponto	,007	,004	,002	,010	,003	,003

Estatísticas de teste^a

	Tempo de balanço_14	Tempo de balanço_15	Tempo de balanço_16	Tempo de balanço_17	Tempo de balanço_18	Tempo de balanço_19
U de Mann- Whitney	49,500	48,000	51,500	34,000	35,000	32,500
Wilcoxon W	127,500	126,000	129,500	100,000	101,000	98,500
Z	-1,299	-1,386	-1,185	-1,742	-1,675	-1,839
Significância Sig. (2 extremidades)	,194	,166	,236	,082	,094	,066
Sig exata [2*(Sig. de 1 extremidade)]	,198 ^b	,178 ^b	,242 ^b	,088 ^b	,101 ^b	,065 ^b
Sig exata (2 extremidades)	,203	,173	,247	,084	,098	,067
Sig exata (1 extremidade)	,101	,087	,123	,042	,049	,034

Probabilidade de ponto	,005	,004	,006	,003	,003	,002
------------------------	------	------	------	------	------	------

Estatísticas de teste^a

	Tempo de balanço_20	Tempo de balanço_21	Tempo de balanço_22	Tempo de balanço_23	Tempo de balanço_24	Tempo de balanço_25
U de Mann-Whitney	31,500	24,000	23,500	17,000	18,000	16,500
Wilcoxon W	97,500	79,000	78,500	72,000	73,000	61,500
Z	-1,905	-1,967	-2,005	-2,496	-2,419	-2,120
Significância Sig. (2 extremidades)	,057	,049	,045	,013	,016	,034
Sig exata [2*(Sig. de 1 extremidade)]	,056 ^b	,052 ^b	,043 ^b	,011 ^b	,015 ^b	,031 ^b
Sig exata (2 extremidades)	,057	,050	,045	,011	,015	,033
Sig exata (1 extremidade)	,029	,025	,023	,005	,007	,016
Probabilidade de ponto	,001	,002	,002	,001	,002	,001

Estatísticas de teste^a

	Tempo de balanço_26	Tempo de balanço_27	Tempo de balanço_28
U de Mann-Whitney	26,000	30,500	24,000
Wilcoxon W	71,000	66,500	52,000
Z	-1,280	-,158	-,064
Significância Sig. (2 extremidades)	,200	,875	,949
Sig exata [2*(Sig. de 1 extremidade)]	,222 ^b	,878 ^b	1,000 ^b
Sig exata (2 extremidades)	,222	,900	1,000
Sig exata (1 extremidade)	,111	,450	,500
Probabilidade de ponto	,016	,022	,049

a. Variável de Agrupamento: Variação da velocidade

b. Não corrigido para vínculos.

ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS

Tempo de Balanço Lado Assimétrico

Estatísticas

	Tempo Balanço Ass pat 2	Tempo Balanço Ass pat 3	Tempo Balanço Ass pat 4	Tempo Balanço Ass pat 5	Tempo Balanço Ass pat 6	Tempo Balanço Ass pat 7
N Válido	17	17	17	17	16	13
Ausente	0	0	0	0	1	4
Média	,3699994	,4603753	,4646582	,4659594	,4665656	,4685969
Mediana	,3650000	,4556700	,4666700	,4656300	,4667250	,4625000
Modo	,39833	,47222	,46875 ^a	,48750	,41354 ^a	,41574 ^a
Desvio Padrão	,03990918	,03034964	,03072448	,02859402	,03036318	,02906062
Variância	,002	,001	,001	,001	,001	,001
Intervalo	,14416	,11452	,10417	,10486	,10961	,10197
Mínimo	,30417	,39881	,40833	,41389	,41354	,41574
Máximo	,44833	,51333	,51250	,51875	,52315	,51771

Estatísticas

	Tempo Balanço Ass pat 8	Tempo Balanço Ass pat 9	Tempo Balanço Ass pat 10	Tempo Balanço Ass pat 11	Tempo Balanço Ass pat 12	Tempo Balanço Ass pat 13
N Válido	13	13	13	13	13	13
Ausente	4	4	4	4	4	4
Média	,4676369	,4675746	,4667000	,4668292	,4666300	,4681715
Mediana	,4614600	,4656200	,4583300	,4648100	,4625000	,4635400
Modo	,41667 ^a	,41852 ^a	,45833	,41562 ^a	,46250	,44375
Desvio Padrão	,03432531	,03219928	,03126090	,03174981	,03332924	,03465670
Variância	,001	,001	,001	,001	,001	,001

Intervalo	,11250	,11273	,11227	,11146	,12002	,11459
Mínimo	,41667	,41852	,41481	,41562	,41146	,41666
Máximo	,52917	,53125	,52708	,52708	,53148	,53125

Estatísticas

	Tempo Balanço Ass pat 14	Tempo Balanço Ass pat 15	Tempo Balanço Ass pat 16	Tempo Balanço Ass pat 17	Tempo Balanço Ass pat 18	Tempo Balanço Ass pat 19
N Válido	12	12	12	11	11	11
Ausente	5	5	5	6	6	6
Média	,4648725	,4633392	,4697633	,4668845	,4696600	,4667327
Mediana	,4640600	,4593750	,4721700	,4593800	,4690500	,4642900
Modo	,41111 ^a	,41667 ^a	,41667 ^a	,48958	,41459 ^a	,41354 ^a
Desvio Padrão	,03584098	,03694115	,03886576	,03207840	,03125592	,03088375
Variância	,001	,001	,002	,001	,001	,001
Intervalo	,12535	,12812	,12291	,11864	,11561	,11354
Mínimo	,41111	,41667	,41667	,41574	,41459	,41354
Máximo	,53646	,54479	,53958	,53438	,53020	,52708

Estatísticas

	Tempo Balanço Ass pat 20	Tempo Balanço Ass pat 21	Tempo Balanço Ass pat 22	Tempo Balanço Ass pat 23	Tempo Balanço Ass pat 24	Tempo Balanço Ass pat 25
N Válido	11	10	10	10	10	9
Ausente	6	7	7	7	7	8
Média	,4676691	,4649780	,4610540	,4607070	,4599760	,4652778
Mediana	,4656300	,4677050	,4597800	,4547550	,4591400	,4656300
Modo	,41875 ^a	,42084 ^a	,41388 ^a	,41945 ^a	,43021 ^a	,42871 ^a
Desvio Padrão	,03197269	,03090456	,03226756	,03074287	,02680157	,03042832
Variância	,001	,001	,001	,001	,001	,001
Intervalo	,11250	,11250	,11945	,11284	,08749	,09942
Mínimo	,41875	,42084	,41388	,41945	,43021	,42871
Máximo	,53125	,53334	,53333	,53229	,51770	,52813

Estatísticas

	Tempo Balanço Ass pat 26	Tempo Balanço Ass pat 27	Tempo Balanço Ass pat 28
N Válido	9	8	7
Ausente	8	9	10
Média	,4809733	,5334075	,5390743
Mediana	,4708400	,5388900	,5291700
Modo	,41667 ^a	,40556 ^a	,44792 ^a

Desvio Padrão	,06965842	,08633366	,05764242
Variância	,005	,007	,003
Intervalo	,22262	,22420	,17708
Mínimo	,41667	,40556	,44792
Máximo	,63929	,62976	,62500

a. Ha vários modos. O menor valor é mostrado

Tempo de Balanço Lado Simétrico

Estatísticas

	Tempo balanço sim pat 2	Tempo balanço sim pat 3	Tempo balanço sim pat 4	Tempo balanço sim pat 5	Tempo balanço sim pat 6	Tempo balanço sim pat 7
N Válido	17	17	17	17	16	13
Ausente	0	0	0	0	1	4
Média	,3747100	,4700388	,4766947	,4806653	,4817200	,4861023
Mediana	,3708300	,4809000	,4842600	,4854200	,4885400	,4885400
Modo	,41250	,41815 ^a	,49896	,41852 ^a	,42685 ^a	,48854
Desvio Padrão	,04376702	,02802570	,02703806	,02743358	,02816929	,02824108
Variância	,002	,001	,001	,001	,001	,001
Intervalo	,16096	,09385	,09699	,10278	,09537	,10474
Mínimo	,28571	,41815	,42593	,41852	,42685	,42130
Máximo	,44667	,51200	,52292	,52130	,52222	,52604

Estatísticas

	Tempo balanço sim pat 8	Tempo balanço sim pat 9	Tempo balanço sim pat 10	Tempo balanço sim pat 11	Tempo balanço sim pat 12	Tempo balanço sim pat 13
N Válido	13	13	13	13	13	13
Ausente	4	4	4	4	4	4
Média	,4877846	,4858977	,4883554	,4845669	,4864562	,4903531
Mediana	,4990700	,4895800	,4927100	,4937500	,4958300	,4916600
Modo	,41296 ^a	,48958	,42500 ^a	,41759 ^a	,49583	,41759 ^a
Desvio Padrão	,03218721	,03108717	,03199923	,03432404	,03294625	,03806145
Variância	,001	,001	,001	,001	,001	,001

Intervalo	,11725	,11343	,10521	,11678	,11018	,13122
Mínimo	,41296	,41574	,42500	,41759	,42037	,41759
Máximo	,53021	,52917	,53021	,53437	,53055	,54881

Estatísticas

	Tempo balanço sim pat 14	Tempo balanço sim pat 15	Tempo balanço sim pat 16	Tempo balanço sim pat 17	Tempo balanço sim pat 18	Tempo balanço sim pat 19
N Válido	12	12	12	11	11	11
Ausente	5	5	5	6	6	6
Média	,4845675	,4836817	,4872800	,4896764	,4965800	,4931618
Mediana	,4880200	,4849000	,4802100	,4885400	,4875000	,4927100
Modo	,41389 ^a	,42315 ^a	,47292 ^a	,45000 ^a	,48750	,45278 ^a
Desvio Padrão	,03650765	,03689470	,02341837	,03181027	,03148391	,02775681
Variância	,001	,001	,001	,001	,001	,001
Intervalo	,12257	,12164	,07662	,09166	,09884	,07847
Mínimo	,41389	,42315	,45463	,45000	,44907	,45278
Máximo	,53646	,54479	,53125	,54166	,54791	,53125

Estatísticas

	Tempo balanço sim pat 20	Tempo balanço sim pat 21	Tempo balanço sim pat 22	Tempo balanço sim pat 23	Tempo balanço sim pat 24	Tempo balanço sim pat 25
N Válido	11	10	10	10	10	9
Ausente	6	7	7	7	7	8
Média	,4940873	,4965480	,4921960	,4917110	,4952210	,4993756
Mediana	,4937500	,5020850	,4906300	,4854150	,4989550	,5052000
Modo	,45000 ^a	,45104 ^a	,47604	,47812	,44908 ^a	,43982 ^a
Desvio Padrão	,02623530	,02877501	,03074472	,02744637	,02897027	,03262676
Variância	,001	,001	,001	,001	,001	,001
Intervalo	,08125	,08230	,09305	,08530	,09259	,09827
Mínimo	,45000	,45104	,44444	,44907	,44908	,43982
Máximo	,53125	,53334	,53749	,53437	,54167	,53809

Estatísticas

	Tempo balanço sim pat 26	Tempo balanço sim pat 27	Tempo balanço sim pat 28
N Válido	9	8	7
Ausente	8	9	10

Média	,5075356	,5483263	,5394343
Mediana	,5052100	,5500000	,5395800
Modo	,43611 ^a	,45833 ^a	,45000 ^a
Desvio Padrão	,05091083	,05755470	,06260458
Variância	,003	,003	,004
Intervalo	,17847	,15953	,17976
Mínimo	,43611	,45833	,45000
Máximo	,61458	,61786	,62976

a. Ha vários modos. O menor valor é mostrado

ANEXOS

1 - Localização dos sensores inerciais Xsens MVN

2 - Medição das referências ósseas para dimensionamento do sujeito

ANEXO 1

Localização dos sensores inerciais Xsens MVN



Adaptado de MVN User Manual (2012)

ANEXO 2

Medição das referências ósseas para dimensionamento do sujeito

Table 5: Measurements needed for Subject Dimension Input

Dimension	Description
Body height	Ground to top of head when standing upright
Shoe size	Top of shoe nose to end of the heel
Arm span	Top of right fingers to top of left fingers in T-pose
Hip height	Ground to most lateral bony prominence of greater trochanter
Knee height	Ground to lateral epicondyle on the femoral bone
Ankle height	Ground to distal tip of lateral malleolus
Hip width	Right to left anterior sup. iliac spine
Shoulder width	Right to left distal tip of acromion (acromial angle)
Shoe sole thickness	Average thickness of the sole of the used shoes. This value will add an offset to the ankle height.

Adaptado de MVN User Manual (2012)